

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Bakalářská práce

2012

Radek Hrabuška

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského  
inženýrství

System vzdáleného přístupu k  
přístrojům pro generování, měření a  
analýzu signálu

System for Remote Control of Equip-  
ment for Signal Generation, Measure-  
ment and Analysis

2012

Radek Hrabuška

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Radek Hrabuška**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Systém vzdáleného přístupu k přístrojům pro generování, měření  
a analýzu signálu**  
**System for Remote Control of Equipments for Signal Generation,  
Measurement and Analysis**

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor problematiky vzdáleného přístupu, generování, měření a analyzování signálu s vizualizací.
2. Návrh systému se vzdáleným přístupem k přístrojům pro generování, měření a analýzu signálu.
3. Realizace generujícího a analyzujícího systému s vizualizací a uživatelským rozhraním.
4. Srovnání naměřených výsledků s teoretickými předpoklady.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. NEVŘIVA, P. *Analýza signálů a soustav*. 1.vydání. Praha: BEN-technická literatura, 2000. 670 s. ISBN 80-7300-004-0.
2. BEZDĚK, M. *Elektronika III*. 1. vyd. [s.l.] České Budějovice: Kopp, 2004. 236 s. ISBN 80-7232-241-9.
3. DOSTÁL T., VRBA K. *Elektrické filtry*. Vyd. 1. Brno : VUT v Brně, 1993. 100 s. ISBN 80-214-0496-5.
4. PUNČOCHÁŘ J. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha : BEN - technická literatura, 2002. 495 s. ISBN 80-7300-059-8.
5. Manuály firmy AGILENT.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Zdeněk Macháček, Ph.D.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

### **seznam doporučené literatury:**

1. NEVŘIVA, P. *Analýza signálů a soustav*. 1. vydání. Praha: BEN-technická literatura, 2000. 670 s. ISBN 80-7300-004-0.
2. BEZDĚK, M. *Elektronika III*. 1. vyd. [s. l.] České Budějovice: Kopp, 2004. 236 s. ISBN 80-7232-241-9.
3. DOSTÁL T., VRBA K. *Elektrické filtry*. Vyd. 1. Brno: VUT v Brně, 1993. 100 s. ISBN 80-214-0496-5.
4. PUNČOCHÁŘ J. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002. 495 s. ISBN 80-7300-059-8.
5. Manuály firmy AGILENT.

## Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně.

Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 4.5.2012

Podpis

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'Petr', is written over a light blue rectangular background.

## Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Zdeňku Macháčkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této práce.

## Abstrakt

Moderní přístroje s novými možnostmi si žádají zdokonalení metod přístupu. Zároveň je vhodné vyvinout nové systémy pro maximální efektivitu a plné využití možností přístrojů. Systém se skládá z částí pro komunikaci s přístroji, jejich ovládání a zobrazení dat jimi poskytnutými. Kombinací dat, počítačových sítí, programovatelnosti počítače a jeho výpočetních možností je možno automatizovat a synchronizovat měření na několika místech a přístrojích současně. Je tak možno rozšířit možnosti přístroje na několik druhů měření, která by jinak byla nedostupná bez speciálního vybavení. Příkladem může být vytvoření jednoduchého spektrálního analyzátoru z dat měřených osciloskopem. To sebou nese nutnost ověřit možnost a přesnost měření na reálné soustavě prvků.

## Klíčová slova

Generování signálu, vzdálený přístup, analýza signálu, měření signálu, Agilent Vee.

## Abstract

Modern devices with new options require improved methods of approach. It is also appropriate to develop new systems for maximum efficiency and fully exploit the possibilities of devices. The system consists of components to communicate with the devices, their use and display the data they provided. The combination of data, computer networks, computer programmability and computing capability is possible to automate and synchronize measurements at several locations and devices simultaneously. It is thus possible to extend the capabilities of the device on several types of measurements that would otherwise be inaccessible without special equipment. An example might be to create a simple spectrum analyzer from data measured by an oscilloscope. This implies the need to verify the accuracy on the real system of components.

## Key words

Signal generation, remote control, signal analysis, signal measurement, Agilent Vee

# Seznam zkratek

A	Zesílení [dB]
A/D	Analogově digitální
DC	Stojnosměrné napětí
DP	Dolní propust
dB	Decibel
EKG	Elektrokardiografie
EEG	Elektroencefalografie
EOG	Elektrookulografie
EMG	Elektromyografie
FFT	Rychlá Fourierova transformace – z anglického fast Fourier transformation
$f_0$	Charakteristická/ zlomová frekvence
Hz	Hertz
HP	Horní propust
MS	Matlab Skript
$O_2$	Kyslík
$CO_2$	Oxid uhličitý
OZ	Operační zesilovač
PP	Pásmová propust
PZ	Pásmová zádrž
RC	Odporově kapacitní
RLC	Odporově kapacitně induktivní
U	Napětí [V]
R	Odpor [ $\Omega$ ]



# Seznam obrázků

Obr. 1: Bipolární končetinové svody podle Einthovena [1].....	6
Obr. 2: Signály z 12-ti svodového EKG podle kanálů [2] .....	6
Obr. 3: Blokové schéma zesilovače .....	8
Obr. 4: Schéma dolní propusti prvního řádu. [4] .....	9
Obr. 5: Schéma horní propusti prvního řádu. [4] .....	11
Obr. 6: Pásmová propust.....	12
Obr. 7: Pásmová zádrž [4].....	13
Obr. 8: Schéma zapojení .....	14
Obr. 9: Rozložení přípojných svorek .....	14
Obr. 10: Generátor Agilent 33220A.....	16
Obr. 11: Osciloskop Agilent 7012b .....	17
Obr. 12: Syntaxe příkazu generátoru .....	18
Obr. 13: Syntaxe příkazu osciloskopu .....	18
Obr. 14: Popis bloku podmínky (Conditional).....	20
Obr 15: Ukázka bloků for .....	21
Obr 16: Celé spojení cyklu s objektem Collector .....	21
Obr. 17: Direct I/O .....	22
Obr. 18: Blok XY Trace s popiskami osy Y .....	22
Obr. 19: Uživatelské prostředí aplikace generátoru .....	24
Obr. 20: Popis aplikace generátoru .....	25
Obr. 21: Uživatelské prostředí oscilátoru.....	26
Obr. 22: Popis aplikace osciloskopu .....	26
Obr. 23: Vývojový diagram měření .....	28
Obr. 24: Vzorový RLC článek 1. řádu .....	29
Obr. 25: Průběh programu simulátoru .....	30

Obr. 26: Uživatelské prostředí simulátoru .....	31
Obr. 27: Funkce charakteristiky .....	31
Obr. 28: Měřicí řetězec pro měření přenosových charakteristik .....	32
Obr. 29: Uživatelské prostředí měřicí aplikace .....	33
Obr. 30: Funkce PrenosFaze1 .....	34
Obr. 31: Funkce mereni .....	34
Obr. 32: Měřicí řetězec pro měření přechodových charakteristik .....	35
Obr. 33: Funkce mereni .....	36
Obr. 34: Funkce prepocet .....	37
Obr. 35: Uživatelské prostředí .....	37
Obr. 36: Uživatelské prostředí aplikace frekvenčních složek .....	38
Obr. 37: Aplikace pro měření frekvenčních složek .....	39
Obr. 38: Funkce analyza .....	40
Obr. 39: FSlozky .....	40
Obr. 40: Měřené charakteristiky zesilovače .....	43
Obr. 41: Měřená fázová přechodová charakteristika HP .....	44
Obr. 42: Vypočtená charakteristika HP .....	44
Obr. 43: Měřená fázová přechodová charakteristika DP .....	45
Obr. 44: Vypočtená charakteristika DP .....	45
Obr. 45: Měřená charakteristika PP .....	46
Obr. 46: Vypočtená charakteristika PP .....	46
Obr. 47: Měřené charakteristiky PZ .....	47
Obr. 48: Vypočtené charakteristiky PZ .....	47
Obr. 49: Srovnání signálu HP filtrem na $f$ 1kHz (vlevo) a 15MHz(vpravo) .....	48

# Obsah

1	Úvod.....	3
2	Měření biosignálů .....	4
2.1	Druhy biosignálů.....	4
2.1.1	Bioelektrické signály.....	4
2.1.2	Biomechanické signály .....	4
2.1.3	Biochemické signály .....	5
2.2	Elektrokardiografie .....	5
2.3	Druhy rušení signálu EKG .....	6
3	Modelové elektronické prvky .....	8
3.1	Návrh zesilovače .....	8
3.2	Návrh filtrů.....	9
3.2.1	Dolní propust.....	9
3.2.2	Horní propust .....	11
3.2.3	Pásmová propust' .....	12
3.2.4	Pásmová zadrž.....	13
3.2.5	Deska plošných spojů.....	14
4	Měřicí přístroje.....	16
4.1	Generátor signálu .....	16
4.2	Osciloskop.....	16
4.3	Vzdálený přístup k přístrojům.....	17
4.4	Použité příkazy pro přístup přístrojů.....	18
4.4.1	Použité příkazy generátoru.....	18
4.4.2	Použité příkazy oscilátoru .....	19
4.5	Vývojové prostředí (Agilent Vee).....	19
4.5.1	Programovací jazyk.....	20
5	Návrh a realizace systému pro vzdálený přístup vzdáleného přístupu k přístrojům pro generování, měření a analýzu signálu .....	23
5.1	Možnosti vzdáleného přístupu .....	23
5.2	Návrh systému.....	23
5.3	Systém řízení přístrojů .....	24

5.3.1	Aplikace pro řízení generátoru .....	24
5.3.2	Aplikace pro řízení osciloskopu .....	25
5.4	Měřicí systém .....	27
5.4.1	Aplikace pro měření přenosové a fázové charakteristiky .....	27
5.4.2	Aplikace pro měření přechodové charakteristiky .....	35
5.4.3	Popis aplikace pro měření přechodové charakteristiky .....	36
5.4.4	Měření frekvenčních složek signálu .....	38
6	Verifikace systému měření .....	41
6.1	Měření přenosové a fázové charakteristiky .....	41
6.1.1	Výsledky měření: .....	42
6.1.2	Závěr pro měření přenosové charakteristiky .....	48
6.2	Frekvenční složky .....	48
6.2.1	Závěr .....	49
6.3	Verifikace aplikace generátoru .....	49
6.1	Verifikace aplikace osciloskopu .....	50
7	Zhodnocení .....	51

# 1 Úvod

Práce se zabývá vytvořením systému pro ověřování elektronických prvků a měření libovolných elektrických signálů pomocí přístrojů připojených k jedné pracovní stanici. Z biomedicínského hlediska se jedná především o ověřování funkce filtrů, zesilovačů a jiných frekvenčně závislých prvků.

Aplikace vytvořené k tomuto účelu se dělí na dvě kategorie. Do první spadají programy určené pro ovládání přístrojů ze vzdáleného pracoviště. Hlavní snahou je, aby ovládání pokrylo nejdůležitější funkce přístroje. To je umožněno systémem vzdáleného přístupu, integrovaném v přístrojích a použitím vývojovém prostředí. Nutností je porozumět sekvencím příkazů pro nastavení přístrojů a získání dat z nich v podobě, umožňující další zpracování. Příkazy jsou převzaty z dokumentace k použitým přístrojům. Tyto vědomosti jsou použity v další kategorii, kterou jsou aplikace sloužící k měřicím účelům. Pomocí funkcí přístrojů je změřen průběh napětí, ze kterého jsou v pracovní stanici vypočteny cílové hodnoty. Zde jsou zobrazeny přehledněji a je usnadněna práce v dalším použití získaných dat. Software vytvořený pro ovládání se skládá z několika částí. Pro ovládání každého přístroje je vytvořena aplikace takovým způsobem, který se pokusí zajistit nejlepší možný výkon a přesnost pro daný úkon. Aplikace pro měření využívají části aplikací pro řízení přístrojů a obsahují nástroje potřebné pro analýzu. Pro uživatele, který není seznámen s ovládáním, je k dispozici nápověda, která ho provede celým měřením krok po kroku od zapojení měřicího řetězce až po konec měření

Další součástí jsou principy elektronických prvků, návrhy zapojení a popis postupu výroby. Všechna zapojení jsou nakreslena v programu Eagle, určeném pro návrhy schémat a desek plošných spojů. Ty bylo nutno vyrobit, osadit a zapájet. Jsou zde také uvedeny všechny vztahy, podle kterých byly klíčové parametry navrženy. Cílem těchto prvků není nejlepší dostupné řešení jejich funkce, ale možnost jednoduchého ověření správnosti teoretických předpokladů a algoritmů použitých v navržených měřicích aplikacích a ověření funkčnosti celého systému.

Dále jsou zde popsány vlastnosti a principy přístrojů, na kterých probíhají měření. V testovacích úlohách je použit generátor vyrobený firmou Agilent (typ 33220A) a osciloskop stejného výrobce (typ 7012b). Popsány jsou také jejich použité funkce a vzdálený přístup k nim. Tyto přístroje jsou propojeny pomocí počítačové sítě školy. Mohou být přímo ovládány z webového rozhraní. Pro účely běžného uživatele není tento způsob ovládání nejvhodnější, vzhledem k návaznosti na další zpracování výsledků. Webové rozhraní také plně nevyužívá výpočetní a zobrazovací možnosti počítače a není na nich možno automatizovat měření.

Práce na systému začínala seznámením se s vývojovým prostředím a možnostmi vzdáleného přístupu. Dalším důležitým krokem je vytvoření aplikací k ovládání přístrojů. Na nich jsou odzkoušeny možnosti nastavení a důležité funkce. Pak byly navrženy modelové prvky, které slouží k verifikaci měření. V předposledním kroku byly navrženy měřicí aplikace. Nakonec byla provedena verifikace měřicího systému a výsledků měření s teoretickými předpoklady na vytvořených modelových prvcích.

## 2 Měření biosignálů

Měření biosignálů je základem většiny diagnostických metod souvisejících se všemi mechanismy v lidském těle. Přímá měření elektrických signálů jsou pak používána k diagnostikování poruch v oběhové, nervové a pohybové soustavě. Kromě toho je možno využít mechanické a chemické senzory k převodu fyzikálních a chemických veličin na lépe zpracovatelné elektrické signály. Využití měření biosignálů vede ke zlepšení péče ve zdravotnictví. Vyspělé metody měření a řízení jsou při správném použití schopny rozpoznat nebezpečné zdravotní komplikace a upozornit zdravotnický personál. V případě některých zařízení dokonce okamžitě zasáhnout. K vývoji, obsluze a servisu těchto přístrojů je potřeba kvalifikovaný personál se širokými znalostmi z oblastí medicíny, lékařských přístrojů, elektroniky a výpočetní techniky.

### 2.1 Druhy biosignálů

Z velkého množství jsou zde vybrány nejčastěji měřené druhy biosignálů, spojené s vitálními funkcemi.

#### 2.1.1 Bioelektrické signály

*„Všechny bioelektrické signály mají svůj původ v elektrických dějích, probíhajících na membránách dráždivých buněk. Bioelektrický signál snímáný pomocí elektrod vzniká současnou činností velkého počtu těchto buněk. Protože je lidské tělo dobře vodivým prostředím, můžeme bioelektrické signály, vznikající činností vnitřních orgánů (srdce, mozku, svalů apod.) zaznamenávat pomocí povrchových elektrod. V některých případech je nevyhnutelné či přínosnější snímání invazivní, využívající podpovrchových elektrod. Většina snímacích technik používá více elektrod rozmístěných v blízkosti daného orgánu (je-li to možné či nutné i jinde). Zjišťujeme tak v podstatě rozložení elektrického pole generovaného tímto orgánem.“ [1]*

Z pohledu vnějšího měření lze říci, že elektrické biosignály jsou produkovány tělem jako reálným zdrojem napětí s vysokým vnitřním odporem. Jejich amplituda se podle orgánů, které je produkují, pohybuje v jednotkách  $\mu\text{V}$  u nervové soustavy, až po desítky  $\text{mV}$  u srdeční a svalové aktivity. Měření se dělí podle orgánů, na kterých jsou prováděny na následující:

- EKG (Elektrokardiografie) – Měření elektrické aktivity srdce.
- EEG (Elektroencefalografie) – Měření elektrické aktivity mozku.
- EOG (Elektrookulografie) – Měření elektrické aktivity svalů oka.
- EMG (Elektromyografie) – Měření elektrické aktivity svalů
- EGG (Elektrogastrografie) – Měření elektrické aktivity zažívacího ústrojí

a další

#### 2.1.2 Biomechanické signály

Jsou způsobeny vnitřními mechanickými ději v organismu. Z hlediska měřených veličin se jedná o tlaky, průtoky, objemy a zrychlení. Důležité je zde správné umístění senzorů. V některých

případech je nutno zavést invazivní senzory. Měřené veličiny je možno rozdělit na několik skupin podle systémů:

- 1) Krevní oběh
  - Krevní tlak – Je důležitá veličina při posuzování zdravotního stavu pacienta. Dlouhodobě špatný životní styl, nevhodné stravovací návyky a stres jsou hlavní příčinou jeho vysoké hodnoty. To sebou nese mnoho zdravotních problémů a bývá příčinou, nebo příznakem výskytu srdečních chorob a infarktu.
  - Srdeční výdej – Jeho měření důležité pro určení správné funkce srdce. V případech některých chorob je možné neodhalit artefakty ukazující na přítomnost chorob v EKG záznamu. Jedná především o poruchy zahrnující hypertrofii či atrofii srdce.
  - Pletysmografie – Měření jakosti prokrvení tkání. V dnešní době se provádí především na horních končetinách.a další
- 2) Respirační systém – Na schopnosti správné výměny plynů navazují další systémy. Při poruchách respiračního systému nemůže docházet ke správnému zásobování tkání kyslíkem a to omezuje funkci celého organismu.
  - Respirační frekvence – Při poúrazových stavech a anestezii může v organismu nastat apnea (zástava dechu). V takovém případě je nutno okamžitě nasadit umělé dýchání.
  - Průtoky respiračním systémem
  - Objemy respiračního systémua další

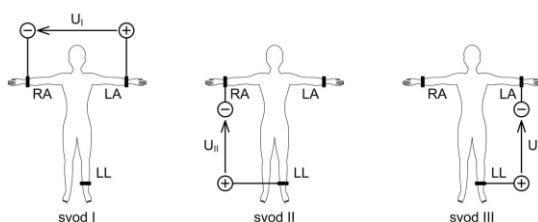
### 2.1.3 Biochemické signály

Měření se provádějí za účelem odhalení špatné funkce orgánů látkové výměny, nasycení krve  $O_2$  či  $CO_2$  a Ph. V poslední době k těmto měřením přibývá možnost měření cukru v krvi pomocí měřicích stripů.

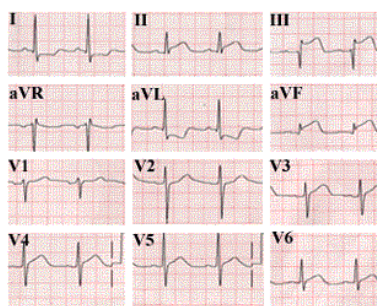
## 2.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je metoda snímání srdeční aktivity. Tato veličina je důležitým údajem pro určení zdravotního stavu pacienta. Díky této metodě je možno sledovat srdeční rytmus, tvar vln srdeční aktivity, případný výskyt arytmií, nebo poruch souvisejících s funkcí srdce. EKG je zároveň jedním z nejčastěji prováděných vyšetření vzhledem k tomu, že srdeční aktivita je jedním z nejlepších ukazatelů pacientova zdravotního stavu a jeho kondice. Samotné měření probíhá pomocí elektrod umístěných na předepsaných místech, podle typu vyšetření. U zdravého člověka, se tepová frekvence pohybuje v rozsahu od 60 tepů za minutu v klidovém stavu, do 150- 200 tepů za minutu při velké zátěži v závislosti na věku. Pokud se tepová frekvence pohybuje, mimo tyto hodnoty dochází ke stavům ohrožujícím život. Z toho důvodu je potřeba spolehlivých monitorovacích nástrojů, které přesně určí tuto veličinu. Dalším z rizik, které může odhalit EKG, je fibrilace srdce. K fibrilaci může dojít při zásahu střídavým proudem a šokem, který je sám o sobě stav ohrožující pacienta na životě. Fibrilace je depolarizace srdečních vláken, která se sice chvějí, ale nejsou se schopna efektivně stáhnout jako jeden celek. Ve frek-

venční oblasti se jedná třes jednotlivých vláken se signálem na frekvenci přibližně 2-3 kHz. Invazivní měření EKG je také možno využít k řízení funkce kardiostimulátorů.



Obr. 1: Bipolární končetinové svody podle Einthovena [1]



Obr. 2: Signály z 12-ti svodového EKG podle kanálů [2]

## 2.3 Druhy rušení signálu EKG

Čistota signálu EKG je důležitá pro správnou diagnostiku případných poruch a nemocí. Většinu napěťových biologických signálů je potřeba vyfiltrovat od artefaktů vzniklých například špatným připojením elektrod k pokožce, vnějším jevům a signály, které vznikají při jiných biologických pochodech v organismu. V práci *A Comparison of noise Sensivity of Nine QRS Detection Algorithms* [3] jsou artefakty rozděleny na sedm hlavních skupin. Jsou zde uvedeny artefakty rušící EKG signál, ale podobné či stejné artefakty se dají najít ve všech měřených bioelektrických signálech. Z výše uvedené práce jsou to tyto:

„1) Síťová frekvence 60 Hz – Přenáší se z rozvodů elektrické energie a projevuje se přičtením sinusových křivek o frekvenci 60Hz a jejich harmonických kmitočtech.

*Typické parametry:*

*Frekvence - 60Hz s jejími harmonickými složkami.*

*Amplituda – Až 50% hodnoty špička - špička.*

2) Kontakt s elektrodami – Rušení vzniká při ztrátě, nebo omezení kontaktu s pokožkou. Projevem jsou náhlé skoky na EKG křivce způsobené i chvilkovou ztrátou kontaktu a tím odpojením těla od měřicího přístroje.

*Typické parametry:*



*Doba trvání – 1s*

*Amplituda – Maximum výstupu záznamového média*

*Frekvence – 60Hz*

*Časová konstanta – Okolo 1s*

*3) Pohybové artefakty – Při pohybu těla (pacient při vyšetření nesedí vždy klidně) se mění impedance mezi elektrodou a pokožkou. Toto se projevuje změnou offsetu signálu.*

*Typické parametry:*

*Doba trvání – 100 – 500 ms*

*4) Svalové kontrakce – Svaly při svých kontrakcích generují elektrické potenciály do několika milivoltů.*

*Typické parametry:*

*Standardní odchylka – 10% hodnoty špička – špička*

*Doba trvání – 50ms*

*Frekvenční složka – DC do 10kHz*

*5) Pohyb offsetu a amplitudová modulace způsobená dýcháním – Tento jev se v křivce může projevovat sinusovou složkou se stejnou frekvencí jako dýchání přidanou k měřenému signálu.*

*Typické parametry:*

*Amplitudová změna – 15% hodnoty špička - špička*

*Offsetová změna - 15% hodnoty špička špička a 0,15Hz až 0,3Hz*

*6) Elektronické přístroje použité při zpracování signálu – Tyto artefakty není možno vyrušit použitím algoritmu pro detekci QRS komplexu. V tomto je nutný zásah technika, který tuto zá vadu odstraní.*

*7) Elektrochirurgický šum a další méně významné zdroje šumů – Tento druh šumu kompletně ničí EKG signál přimícháním sinusové složky s velkou amplitudou v rozsahu 100kHz až 1MHz. Vzhledem k běžně používané vzorkovací frekvenci 250Hz až 1kHz. V signálu jsou pak zastoupeny frekvenční složky způsobené aliasingovou chybou převodníku.*

*Typické parametry:*

*Amplituda – 200 procent hodnoty špička - špička*

*Frekvenční složka – 100kHz až 1MHz*

*Doba trvání – 1-10s“ [3]*

V citaci je uvedena síťová frekvence 60Hz, je třeba vzít v úvahu, že práce byla zpracována v zahraničí. V České republice je síťová frekvence 50Hz.

## 3 Modelové elektronické prvky

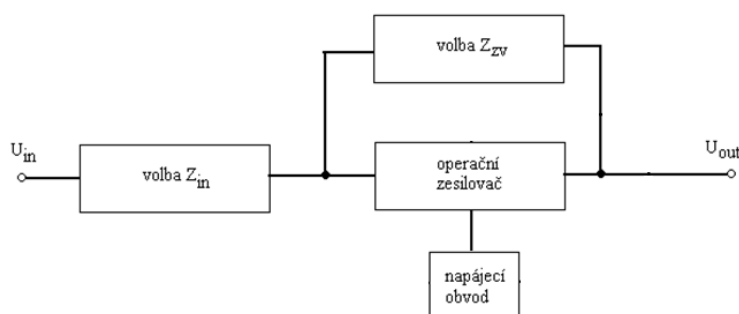
Z výše popsané problematiky vyplývá, že ke správnému vyhodnocení signálů výpočetními metodami je nutné odstranit velkou škálu rušivých artefaktů. Nezanedbatelná je také důležitost správné úpravy před zpracováním A/D převodníky. K ověření vlastností systému pomocí měření slouží tato modelová zapojení.

Prvky jsou navrženy pro ověření funkčnosti systému. Při návrhu nebylo nejdůležitější zajištění nejlepší realizace, ale jsou provedeny způsobem, který ověří správnou funkci systému a měření. Deska plošných spojů byla navržena v programu Eagle a následně vyleptána, osazena a zapájena. Vzhledem k velikosti jsou všechny prvky sjednoceny na jedné desce plošných spojů. Protože se tyto prvky budou využívat v propojení mezi sebou, generátorem signálu a osciloskopem jsou vstupní i výstupní kontakty osazeny BNC konektorem pro jednoduché propojení s těmito přístroji. V průběhu tvorby systému byla zapojení ozkoušena a proměřena v zapojení na nepájivém poli. Až v závěrečné fázi práce byly přeneseny na vyleptaný plošný spoj.

### 3.1 Návrh zesilovače

Moderní zesilovače využívají ve své funkci operační zesilovače. Pro potřeby testování je zesilovač uskutečněn pomocí invertujícího zapojení. Součástky se připojují do svorek. Tím je možno na daný zesilovač připojit libovolné zapojení nebo jedinou součástku. Výměnou součástek se ze zesilovače může stát například integrátor, derivátor, filtr, nebo zesilovač se zesílením podle vlastního výběru v možnostech OZ. OZ vyžaduje ke své správné funkci napájení symetrickým stejnosměrným zdrojem. To také omezuje maximální napětí na výstupu operačního zesilovače. Pro potřeby verifikace postačí na vstupu nízké napětí, k tomu je využita baterie dodávající napětí 9V.

Maximální výstupní napětí operačního zesilovače se řídí podle jeho napájecího napětí. Pro zabezpečení výstupního napětí je nutné napájet zesilovač minimálně maximálním napětím žádaným na výstupu. Do návrhu je použit operační zesilovač TL082 s širokým rozsahem napájecího napětí, tak aby se dala k napájení použít baterie. Kvůli potřebě symetrického napájení je maximální napětí na výstupu, po redukci způsobené OZ přibližně 4V při zátěži 10k $\Omega$ . Blokové schéma je na obrázku 1. Celkové zapojení je v kapitole věnující se vytvořenému přípravku.



Obr. 3: Blokové schéma zesilovače

Ze vztahu 1 [4]:

$$A = -\frac{Z_{in}}{Z_{zv}} \quad (1)$$

Je určeno zesílení  $A$ ,  $Z_{in}$  je impedance před vstupem OZ,  $Z_{zv}$  je impedance ve zpětné vazbě operačního zesilovače.

Velikosti odporů  $R_4$  a  $R_5$  musí být stejné, aby mezi nimi vznikla takzvaná virtuální zem. Připojením napětí na tyto dva odpory se napětí na nich rozdělí na polovinu. Mezi odpory bude hodnota napětí 0V. Na napájecích vstupech operačního zesilovače budou přivedena napětí +4,5V a -4,5V. Protože při malých hodnotách odporu dochází k průchodu velkých proudů, odebírajících energii, musí se hodnoty odporů pohybovat v nejméně jednotkách  $M\Omega$ . Proto byly určeny na hodnotu  $2,2M\Omega$ .

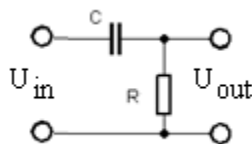
## 3.2 Návrh filtrů

Pro potřeby testování jsou navrženy všechny používané typy filtrů (Horní propust, dolní propust, pásmová propust, pásmová zadrž). U každého jsou spočteny parametry důležité pro jeho funkci. Všechny zapojení je možno složit pomocí desky plošných spojů, na které jsou svorky pro připojení součástek. Všechny filtry jsou realizovány pomocí pasivních RC článků. Díky zapojení se svorkami je možno měřit libovolné prvky. V knize *elektrické filtry* [4] se o pasivních RC člancích píše následující: „*Pasivní filtry RC samostatně vykazují jen slabě selektivní vlastnosti. Můžeme z nich sestavit jen nekvalitní filtry a to všech dříve uvedených typů DP, PP, HP, PZ. Využijeme je však jako vhodných stavebních podobvodů...*“ [4] Vzhledem k zamýšlenému použití je realizace tímto způsobem dostačující.

### 3.2.1 Dolní propust

Tento typ filtrů se využívá ve všech zapojeních a přístrojích, která využívají A/D převodníku, k potlačení aliasingové chyby přístroje. Zároveň se takto potlačuje rušení vysokými frekvencemi.

V této práci je tento filtr realizován RC členem prvního řádu. Stupeň filtru se posuzuje podle počtu časových konstant (tzn. počtu RC členů).



Obr. 4: Schéma dolní propusti prvního řádu. [4]

Pro tento RC člen je odvozen následující vztah pro výstupní napětí:

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{jX_c}{R + jX_c} \quad (2)$$

Kde:

$U_{in}$  Vstupní napětí členu

$U_{out}$  Výstupní napětí členu

R Hodnota odporu

C Kapacita kondenzátoru

$X_c$  Reaktance kondenzátoru

Dosazením za impedanci kondenzátoru vyjde vztah:

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{\frac{1}{j\omega C}}{R + \frac{1}{j\omega C}} \quad (3)$$

V dalším kroku se vyjme a vykrátí impedance kondenzátoru:

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{1}{j\omega CR + 1} \quad (4)$$

Pro kaskádní parametr dvojbranů platí:

$$U_{out} = U_{in} \cdot A \quad (5)$$

Kde:

A Zesílení členu

Z tohoto vztahu je zesílení určeno následovně:

$$A = \frac{1}{j\omega CR + 1} \quad (6)$$

V praxi je zesílení udáváno v decibelech [5]:

$$A_{[dB]} = 10 \log(A) \quad (7)$$

Dosazením do vztahu získáme:

$$A_{[dB]} = 10 \log\left(\frac{1}{j\omega CR + 1}\right) \quad (8)$$

Charakteristická frekvence  $f_0$  s poklesem zesílení  $A = -3\text{dB}$  se pak snadno určí ve vztahu 9 [5]

$$\omega_0 RC = 1 \quad (9)$$

Do vztahu dosadíme [5]:

$$\omega = 2\pi f \quad (10)$$

A získáme:

$$2\pi f_0 RC = 1 \quad (11)$$

Vytknutím  $f$  ze vztahu je odvozen výsledný vztah pro výpočet zlomové frekvence:

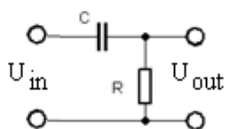
$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (12)$$

S takto odvozeným vztahem je možno vypočíst zlomovou frekvenci pro libovolné hodnoty kondenzátoru a rezistoru.

### 3.2.2 Horní propust

Tento druh filtrů se v medicínské technice uplatňuje všude tam, kde je potřeba oddělit složky signálu o nižších frekvencích než je signál. Příkladem může být měření EKG, kde je jedním z druhů rušení respirace s frekvencí 12-14 dechů za minutu (hodnoty v rozmezí 0,1 – 0,3 Hz). [3]

V této práci je tento filtr realizován pasivním RC členem prvního řádu.



Obr. 5: Schéma horní propusti prvního řádu. [4]

Pro tento RC člen byl odvozen následující vztah za použití vzorce uvedeného pro impedanční dělič v knize *Elektrické obvody I.* [5] výstupní napětí  $U_3$ :

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{R}{R + jX_c} \quad (13)$$

Kde:

$U_{in}$	Vstupní napětí členu
$U_{out}$	Výstupní napětí členu
$R$	Hodnota odporu
$C$	Kapacita kondenzátoru
$X_c$	Reaktance kondenzátoru

Dosazením za impedanci kondenzátoru vyjde:

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{R}{R + \frac{1}{j\omega C}} \quad (14)$$

Vykrácením impedance kondenzátoru vyjde:

$$U_{out} = U_{in} \cdot \frac{1}{\frac{1}{j\omega CR} + 1} \quad (15)$$

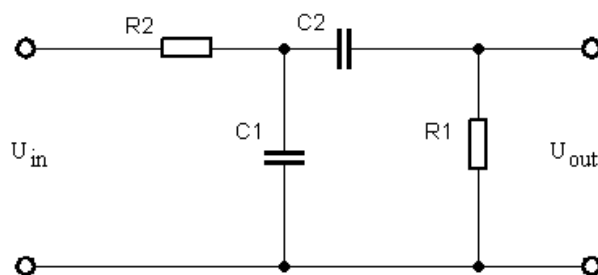
Z tohoto je určeno zesílení v dB pomocí vztahů z předchozí kapitoly jako:

$$A_{dB} = 10 \log\left(\frac{1}{\frac{1}{j\omega CR} + 1}\right) \quad (16)$$

V minulé kapitole je odvozen vztah pro charakteristickou frekvenci. Stejně platí i pro tuto situaci.

### 3.2.3 Pásmová propust'

Jedná se o kaskádní zapojení dvou RC článků, které ve správném zapojení zesiluje pouze určitou frekvenční oblast. Na obr. 6 je schéma zapojení [4].



Obr. 6: Pásmová propust

Kombinací předchozích zapojení v kaskádním zapojení získáme tento typ filtru.

$$U_{out} = U_{in} \cdot A_{DP} \cdot A_{HP} \quad (17)$$

Kde:

$A_{DP}$       Zesílení dolní propusti

$A_{HP}$       Zesílení horní propusti

Nyní se vztah uvede do tvaru, v jakém jsou u předchozích kapitol:

$$\frac{U_{out}}{U_{in}} = A_{DP} \cdot A_{HP} \quad (18)$$

Výsledkem je vztah pro zesílení kaskádního zapojení dvou dvojbranů:

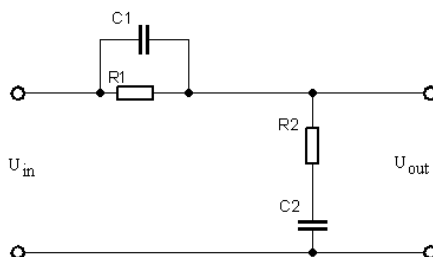
$$A = A_{DP} \cdot A_{HP} \quad (19)$$

Dosazením z předchozích vztahů se vypočte celkové zesílení v decibelech:

$$A_{dB} = 10 \log\left(\frac{1}{\frac{1}{j\omega C_2 R_2} + 1} \cdot \frac{1}{j\omega C_1 R_1 + 1}\right) \quad (20)$$

### 3.2.4 Pásmová zádrž

Jedná se o kaskádní zapojení dvou RC článků, které ve správném zapojení utlumuje pouze určitou frekvenční oblast. Na obr. 7 je schéma zapojení. Vztah 21 pro přenos tohoto členu je převzat z knihy *Elektrické filtry* [4].



Obr. 7: Pásmová zádrž [4]

$$K(p) = \frac{(1 + R_1 C_1 p)(1 + R_2 C_2 p)}{1 + (R_1 C_1 + R_2 C_2 + R_1 C_2)p + R_2 R_1 C_1 C_2 p^2} \quad (21)$$

Kde

$p$	Normovaná kmitočtová proměnná
$K(p)$	Přenosová funkce
$C_1$	Kapacita kondenzátoru
$C_2$	Kapacita kondenzátoru
$R_1$	Odpor rezistoru
$R_2$	Odpor rezistoru

Pro použití v aplikacích je vhodný tvar přenosu v závislosti na frekvenci. Proto je dosazeno do vzorce podle následujícího vztahu:

$$p = j\omega = j2\pi f \quad (22)$$

V literatuře je kaskádní přenos značen  $K$  pro obecné použití ho přeznačíme na  $A$ .

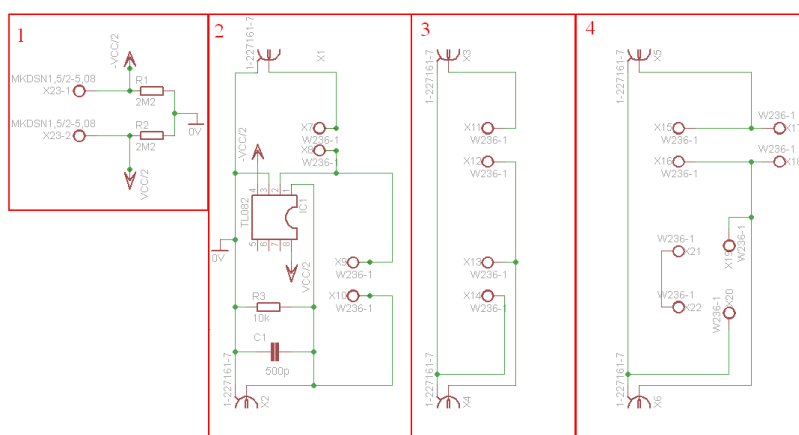
$$A = \frac{(1 + R_1 C_1 j2\pi f)(1 + R_2 C_2 j2\pi f)}{1 + (R_1 C_1 + R_2 C_2 + R_1 C_2)j2\pi f + R_2 R_1 C_1 C_2 j^2 2\pi^2 f^2} \quad (23)$$

### 3.2.5 Deska plošných spojů

Na jedné desce plošných spojů jsou zrealizována všechna předchozí zapojení. Aby byla zajištěna správná funkce, jsou zapojení rozdělena na tři části se svorkovnicemi:

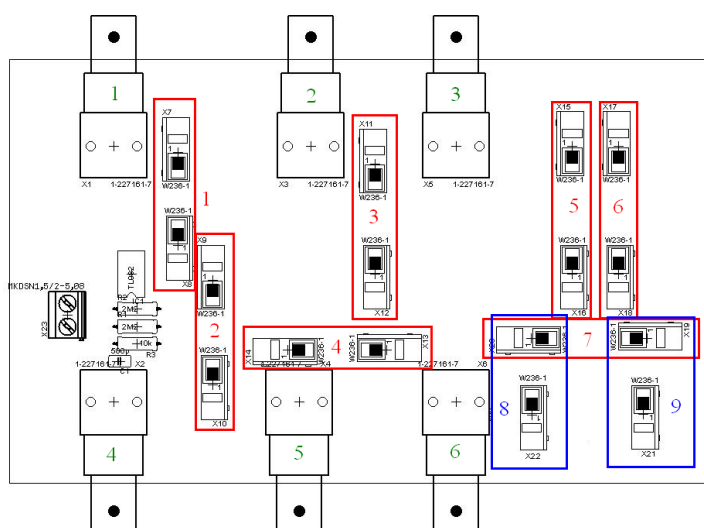
- Zesilovač
- HP, DP podle zapojených prvků
- PZ, HP, DP

Na následujícím obrázku je celkové zapojení realizované na desce.



Obr. 8: Schéma zapojení

Číslice jedna označuje napájecí obvod zapojení. Zapojení pod číslem dvě zesilovač. Zapojení tři a čtyři jsou svorky filtrů. Třetí a čtvrté zapojení dohromady dávají možnost vytvořit filtr typu PP. Na následujícím obrázku jsou znázorněny možnosti zapojení na osazené desce.



Obr. 9: Rozložení přípojných svorek



Červeně a modře jsou značeny konektory pro připojení prvků, zeleně vstupy (nahore) a výstupy (dole) jednotlivých podobvodů. Na první trojici vždy připojujeme výstup generátoru, na druhou vstup oscilátoru. Jednotlivá zapojení připojujeme podobně jako ve schématu, podle tohoto klíče:

Druh zapojení	číslo svorek	Připojená součástka	propojení vstupů a výstupů:
DP	3	$R_1$	2 - Generátor
	4	$R_1$	5 - Osciloskop kanál 2
HP	5	$C_1$	3 - Generátor
	7	$R_1$	6 - Osciloskop kanál 2
PP	5	$C_1$	3 - Generátor
	7	$R_1$	5 -> Osciloskop kanál
	3	$R_2$	6 -> vstup 2
	4	$C_2$	
PZ	5	$R_1$	3 - Generátor
	6	$C_1$	6 - Osciloskop kanál 2
	8	$R_2$	
	9	$C_2$	
zesilovač	1	$C_{in}$	1 - Generátor
	2	$C_{zv}$	4 - Osciloskop kanál 2

Tab. 1: Rozložení zapojení na svorkách.

## 4 Měřicí přístroje

Po zvážení dostupných možností byly vybrány přístroje firmy Agilent. V měření je použit generátor signálu typu 33220A. Druhý z použitých prvků je Oscilátor typu 7012b. V momentálním řešení úlohy je potřeba použít dvou konkrétních přístrojů v místnosti F414. Při dalším rozvoji práce by bylo vhodné vyřešit problémy spojené s připojením různých přístrojů stejné produktové řady případně od stejného výrobce. U jednotlivých řad přístrojů se nemění jenom systém přístupu, ale i jejich funkční vybavení.

### 4.1 Generátor signálu

Slouží k vytvoření signálu určitého tvaru, frekvence a amplitudy. Pro účely této práce je použit přístroj výrobce Agilent typu 33220A. Umožňuje nastavení frekvence v rozsahu 1  $\mu$ Hz až 20 MHz. Jeho velkou výhodou je možnost vzdáleného přístupu při zapojení do školní sítě. Popis vzdáleného přístupu je uveden níže. Hlavními důvody vybrání tohoto přístroje je jeho vysoká přesnost a široká paleta funkcí, které je možno použít. Přístroj umožňuje kromě standartních typů signálu generovat i průběhy napětí nahrané do přístroje uživatelem. V základní paměti přístroje jsou kromě klasických signálů (sinusový, obdélníkový, pilovitý, pulsy a šum) i další signály složené ze vzorků. Mezi nimi je i EKG signál.



Obr. 10: Generátor Agilent 33220A

### 4.2 Osciloskop

Je přístroj k zobrazování průběhů napětí. Má široké uplatnění ve všech odvětvích elektroniky. Především se používá k měřením a následné diagnostice přístrojů. Moderní osciloskopy pracují na principu A/D převodníků. Mezi základní funkce patří nastavení rozsahu napětí, časové základny, možnost posunu signálu po obrazovce přístroje a spouštění měření při detekci signálu.

[illegible]

### 4.3 Vzdálený přístup k přístrojům

17

FUNCTION    SINusoid  
 1                      2

**FUNCTION?**

Obr. 12: Syntaxe příkazu generátoru

V horní části obrázku je příkaz pro nastavení výstupní frekvence generátoru. Část 1 je příkaz uvozující změnu tvaru křivky, druhá je parametr, v tomto případě nastavuje výstup na sinusovou křivku. Ve spodní části je ukázka příkazu, který z generátoru zjišťuje jaké je momentální nastavení tvaru výstupního signálu. Aby přístroj poznal, že jde o dotaz je na konci příkazu otazník. V případě, že příkaz je částí některého ze subsystému přístroje, v příkazu se použije rozdělovací znak dvojtečka. To je popsáno na obr. 13, kde je znázorněna syntaxe příkazu osciloskopu. Část jedna označuje subsystém a část dvě použitý příkaz. Na začátku je použit uvozovací znak dvojtečka. Celkově příkaz slouží k navrácení průběhu signálu, který je zobrazen na obrazovce osciloskopu. Na dalším nastavení přístroje záleží, v jakém formátu jsou data odeslána a ze kterého kanálu jsou data přenesena.

:WAVEform:DATA?  
 1                      2

Obr. 13: Syntaxe příkazu osciloskopu

## 4.4 Použité příkazy pro přístup přístrojů

Ze všech funkcí, které jsou uvedeny v manuálech, systém využívá pouze zlomek. Zároveň je k nim připojen stručný popis funkce. Z důležitých funkcí jsou zde uvedeny i ty nutné pro správnou funkci přístrojů po používání systému jiným uživatelem. Je nutno si uvědomit, že bez správného nastavení před měřením by se mohly objevit artefakty ovlivňující funkci přístroje, měřeného signálu, měření a případné vypočítávané hodnoty. Zároveň je nevhodné obnovit tovární nastavení přístroje, mimo parametry důležité pro nastavení měření. V takovém případě se mohou uplatnit cílená nastavení uživatelem za účelem lepšího měření, nepředvídaná při návrhu systému.

### 4.4.1 Použité příkazy generátoru

**OUTP (ON/OFF)** Vypíná a zapíná výstup z přístroje. Důležité je ukončit měření tímto příkazem, aby nedošlo při manipulaci s kabely k poškození přístrojů, nebo elektroniky. V závorce jsou uvedeny přípustné parametry.

**VOLT** Nastavení amplitudy výstupního napětí.

**VOLT:OFFS** DC složka výstupního napětí.

**FUNC** Mění tvar výstupního napětí podle zvoleného průběhu. Možné varianty jsou:

SIN	Sinusová křivka.
SQU	Obdélníkový puls.
RAMP	Pilovitý průběh.
PULS	Generátor vytváří úzké pulsy.
NOIS	Generátor simuluje šum signálu.
DC	Pouze stejnosměrný signál.
USER	Průběh nahraný do přístroje uživatelem.
CARDIAC	EKG signál.
FREQ	Nastavení frekvence signálu.

## 4.4.2 Použité příkazy oscilátoru

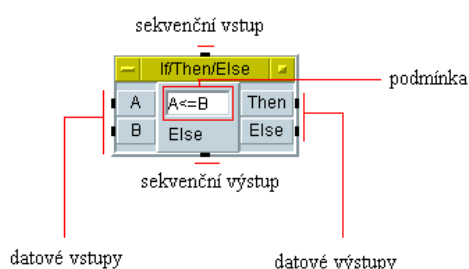
U oscilátoru je nutno vzít v úvahu, že přístroj má dva kanály, na které je možné připojit různé signály. Proto je potřeba nastavovat některé parametry u každého kanálu zvlášť.

:RUN	Spustí měření.
:STOP	Zastaví měření.
:SINGLE	Spustí běh oscilátoru v single módu.
:WAV:DATA?	Tímto příkazem se přenesou zobrazená data z jednoho kanálu osciloskopu.
:WAV:SOUR	Mění zdroj dat (kanál osciloskopu), ze kterého se přenášejí data.
:CHAN2:RANG	Nastavení rozsahu na kanálu 2. Změnou číslovky v příkazu lze změnit nastavovaný kanál.
:TIM:RANG	Nastavení délky časového intervalu měření osciloskopu.
:WAV:FORM	Nastavuje návratový typ hodnot z osciloskopu. V programech je použit typ datový word s rozsahem hodnot 0 – 65535, vyžadující přepočet hodnot.
:WAV:POIN	Určuje, na kolik bodů bude rozdělena horizontální osa při přenosu dat, v programech je zvoleno 100000 bodů jako kompromis mezi kvalitou signálu a délkou přenosu dat.
:CHAN1:OFFS	Nastavuje posunutí bodu 0V po obrazovce (ve voltech).
:TRIG:MODE	Nastavuje mód spouštění časové základny.

## 4.5 Vývojové prostředí (Agilent Vee)

Z dostupných řešení je po úvaze vybráno vývojové prostředí Agilent Vee. Jedná se o vyšší programovací jazyk určený především k ovládání měřicích řetězců a ovládání přístrojů vyvinutých firmou Agilent. Hlavní výhodou tohoto prostředí je možnost synchronizovat všechny děje probíhající v měřicím řetězci. Je tak možno sledovat a řídit děje probíhající v dlouhých časových intervalech (Např.: pokles hladiny, monitorování tepové a dechové frekvence) přes připojené snímače. Podporuje také připojení přístrojů přes různá rozhraní (RS232, LAN). Tento program umožňuje vytváření uživatelských prostředí pomocí sady nástrojů určených jako ovládací prvky. Velkým ulehčením při tvorbě programu je velké množství hotových funkcí pro zpracování signálu, propojení s přístroji a Matlabem. Nevýhodou je jiný a časově náročnější systém tvorby kódu proti tradičním programovacím jazykům jako Matlab, C++, nebo C#.

Obr. 14 popisuje vstupy a výstupy bloku podmínky. Vee nabízí širokou sadu nástrojů a příkazů stejně jako tradiční programovací jazyky. Navíc disponuje vlastními funkcemi pro zobrazování signálů grafů, a hotovými funkcemi pro práci s poli, soubory a dalšími nástroji. Výsledný program se poskládá z hotových dílů. Ty se také dají skládat do dalších funkčních prvků, jako jsou uživatelské objekty, uživatelské funkce a vláknové objekty umožňující průběh více větví programů najednou. Toto prostředí nepodporuje středoevropské fonty, proto je nutné všechny zobrazované prvky popisovat pouze znaky anglické abecedy. Programy vytvořené v tomto prostředí není možné převést do tradičního EXE formátu. Program má vlastní typ souboru VXE, který lze spustit pouze s programem Vee. Výhodou programu v tomto typu je uzamčení, nemožnost změn ve zdrojovém kódu.



Obr. 14: Popis bloku podmínky (Conditional)

## 4.5.1 Programovací jazyk

Na obr. 14 jsou popsány části bloků podmínky. Z takovýchto a podobných bloků se poskládá celý výsledný program. Sekvenční vstupy a výstupy se využívají ke spuštění, zastavení a načarování dějů. V případě, že je připojen sekvenční vstup, daný blok provede operaci, pokud přijde sekvenční příkaz. Po skončení činnosti bloku, je na sekvenční výstup vygenerovaná hodnota, kterou je možno použít ke spuštění dalších bloků. Zároveň jsou na datové výstupy vypsány data získaná operacemi bloku. V případě bloku podmínky, pokud je podmínka splněna, je na výstup Then vypsána hodnota True. V opačném případě je na výstup Else vypsána hodnota False. Obě hodnoty je možno využít ke spuštění funkce dalších bloků, protože podmínka spadá do kategorie bloků flow, jak je popsáno dále. Všechny bloky mají stejný systém řazení vstupů a výstupů, takže se programátor při tvorbě pohybuje po diagonále směrem k pravému dolnímu okraji.

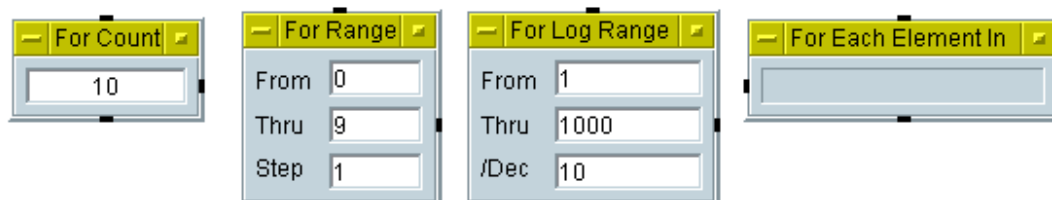
Nejčastěji používané bloky v práci, jsou podle funkce rozděleny do následujících kategorií:

### 1) Flow

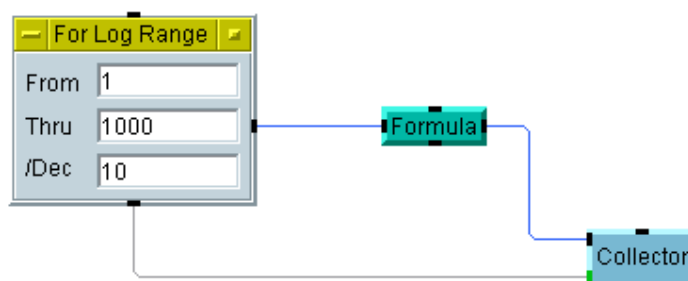
Zde jsou zahrnuty všechny prvky ovlivňující průběh programu. Z typických prvků jsou zde:

- Cykly – jsou provedeny podobným způsobem jako v ostatních programovacích jazycích.

Typickým zástupcem je příkaz *for*. Je ho možno použít ve více variantách. (*For Range* – pro rozsah hodnot, *For log range* – pro rozsah hodnot s logaritmickým krokem určeným počtem cyklů na dekádu, *For Each* – Na výstupu jsou prostrídány všechny prvky z množiny na vstupu). Na obr. 15 jsou ukázány tyto bloky, na obr. 1 je celé funkční spojení navracující pole vypočtených hodnot. Posledním používaným cyklem je typ *Until Break*, který pracuje, dokud není přerušen blokem *Break*.

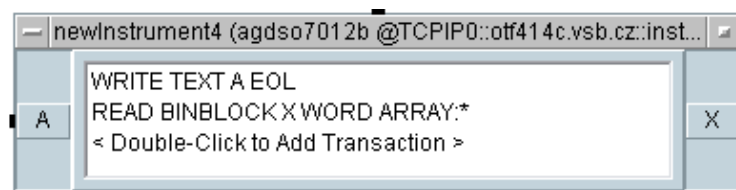


Obr 15: Ukázka bloků for



Obr 16: Celé spojení cyklu s objektem Collector

- Gate – Propouští hodnotu dále do programu pouze v případě, že dostane sekvenční příkaz.
- Junction – Spojuje různé větve programu.
- Confirm – Tlačítko pro potvrzení, spuštění programu.
- Conditional – Navrací logickou hodnotu v závislosti na splnění podmínky.
- 2) Device – Prvky této skupiny slouží k provádění matematických a jiných operací, tvorbě vlastních signálů a funkcí.
  - Matlab Script – Plní stejnou funkci jako příkazový řádek programu Matlab a zvládá většinu jeho funkcí.
  - Formula – Podobá se MS, navíc umožňuje více výstupů a práci s vlastními typy programu Vee.
  - Call – Volání funkce vytvořené uživatelem.
  - Counter – Počítá, kolikrát přišla na jeho vstup hodnota.
- 3) I/O – Tyto prvky se zabývají čtením z přístrojů, souborů a zapisováním zpět.
  - Instrument manager – Zobrazuje všechny dostupné přístroje. Nalezením konkrétního přístroje lze vytvořit přímý přístup na něj.
  - Direct I/O – Přímý přístup na přístroj, do této šablony je možno vepsat v jakém formátu mají být data odeslána na přístroj a v jakém přijata. Na obr. 17 je příklad přístupu na oscilátor s návratem dat.



Obr. 17: Direct I/O

4) Data – Zde jsou prvky pracující s uživatelskými vstupy, ovládacími prvky a datovými typy.

- Constant – Skupina bloků umožňující přímé zadání různých datových typů textů, čísel atd.

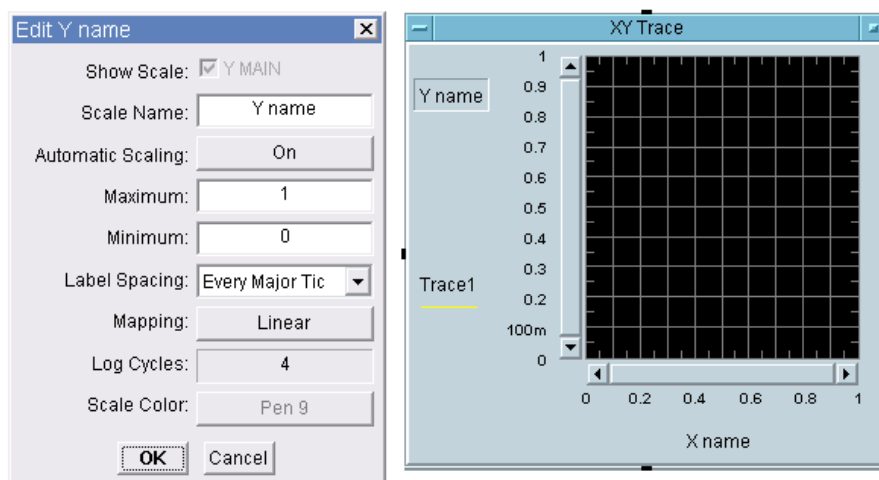
- Variable – Skupina bloků pracující s proměnnými.

- Collector – Uzavírá cyklus. Schraňuje informace, které přicházejí za sebou v řadě a na výstupu jsou obsaženy v jednom poli. Jeho důležitou vlastností je nutnost řízení kontrolním sekvenčním vstupem, kterým je synchronizován s cyklem.

5) Display

- Alphanumeric – Slouží k zobrazení textových a číselných výstupů.

- XY Trace – Umožňuje zobrazení řady dat v jednom grafu. Při kliknutí na název osy je možno měnit měřítko meze a volit mezi klasickým a logaritmickým krokem. Kliknutím na popisky osy lze měnit její popisek a meze zobrazení. V případě, že chceme zobrazit pouze určitou část, dá se vyznačit myší a program ji zvětší. Kliknutím pravým tlačítkem myši na blok je možno v nabídce použít automatické přiblížení dat.



Obr. 18: Blok XY Trace s popiskami osy Y

Zdrojové kódy tohoto programu nemají typickou strukturu, jakou mají typické programy psané v textovém editoru. Programy samy jsou vývojovými diagramy probíhajícími ději. Vše rozeznává kromě běžných typů proměnných také například typ spectrum, coord a complex. Tyto bloky zjednodušují práci se zobrazováním dat. Pokud jsou data uložena v těchto blocích, není možné je použít na vstup bloku typu MS.



## 5 Návrh a realizace systému pro vzdálený přístup vzdáleného přístupu k přístrojům pro generování, měření a analýzu signálu

Snaha o propojení měřících přístrojů a automatizace měření sahá k počátkům výpočetní techniky. Pro klinické prostředí je důležité ukládání výsledků měření do paměti počítače pro pozdější zpracování. Pozdější dostupnost klinických dat je důležitá pro vyhodnocování vývoje choroby v organismu, úspěšnosti a pokroků v léčbě. V moderních nemocnicích se také využívá centrálních databází pro shromažďování dat a jejich vyhodnocování. To sebou nese nutnost propojení přístrojů s počítači a těch dále na centrální server.

Navržený systém se skládá z několika samostatných dílčích částí, z nichž každá má svůj účel pro určité měření. Jako první byly navrženy dvě aplikace pro obecné propojení s osciloskopem a generátorem. Slouží k otestování možností přístrojů. Tyto aplikace jsou navrženy tak, že je možné jejich využití ke vzdálenému řízení každého z těchto přístrojů. Výsledné aplikace pro jednotlivé prvky jsou kombinací těchto aplikací a speciálních funkcí pro analýzu každého z prvků. Všechny části jsou naprogramovány ve vývojovém prostředí Vee a jím využívaných funkcí programu Matlab.

### 5.1 Možnosti vzdáleného přístupu

Ve starších případně jednodušších přístrojích se využívá přenosu dat přes komunikační rozhraní RS232. Pro moderní medicínská zařízení se využívají bezdrátové technologie, jako jsou bluetooth, nebo zigbee. Výhodou těchto technologií je především jednoduchost, která umožňuje miniaturizaci zařízení do rozměrů vhodných k použití u jednotlivých osob, jako jsou EKG holtery, systémy detekce pohybu pacientů a další zařízení. Limitující je dosah signálu, který se pohybuje kolem 10m. Pro měřicí přístroje vybavené počítačovými systémy, je možno využít propojení s počítačovou sítí. Zde se jedná o přenos dat pomocí protokolu TCP/IP.

### 5.2 Návrh systému

Prvotní návrh počítal s jedinou aplikací pro všechny části. To se vzhledem k charakteru postupu prací, ukázalo být přítěží. Většina prací na systému probíhala mimo laboratoř, kde jsou přístroje umístěny a nebylo možno je pro potřeby práce přemísťovat. Proto byly aplikace zrealizovány po částech a každá následně ozkoušena a dokončena podle potřeb v laboratoři. Další zamýšlenou možností bylo společné prostředí, ze kterého by se všechny části spouštěly. To se také ukázalo

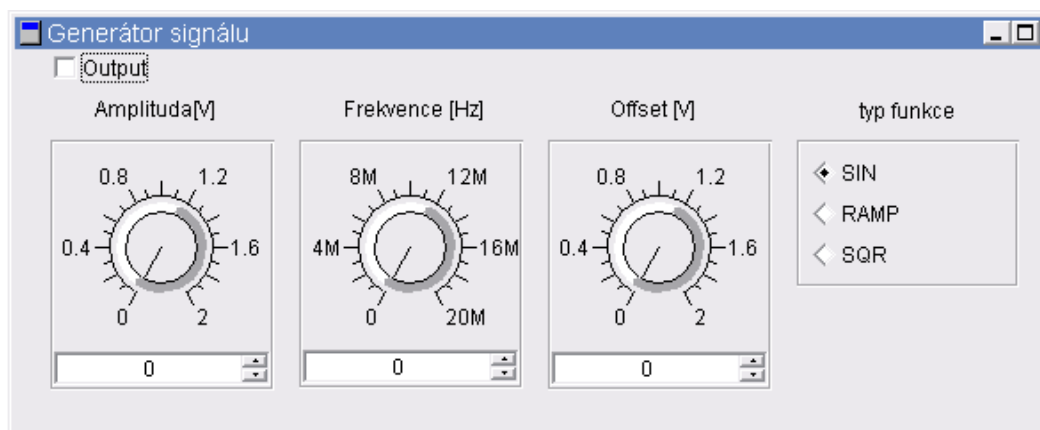
jako nevhodné. Bylo nutno zachovat jednotu použitého vývojového prostředí a z důvodu nedostačujících pomůcek pro spouštění dalších aplikací nebylo možno toto uskutečnit. Další z částí, které se nepovedly zprovoznit je dynamické připojování přístrojů. Z toho důvodu je funkce programů komunikujících s přístroji omezena na konkrétní přístroje (Generátor typu 33220A s inventárním číslem 501 312, osciloskop typu 7012b s inventárním číslem 501 315).

## 5.3 Systém řízení přístrojů

Všechny vytvořené programy jsou dostupné na přiloženém CD ve formě zdrojových souborů i zabezpečených spustitelných programů. I přes snahu tvořit co nejmenší funkční celky jsou zdrojové kódy aplikací rozsáhlé a je potřeba velké plochy pro jejich celé zobrazení.

### 5.3.1 Aplikace pro řízení generátoru

Slouží ke vzdálenému řízení generátoru. Umožňuje práci se základními funkcemi generátoru, i to je postačující k jejímu účelu. Jejím úkolem je umět se připojit na vybraný přístroj a umožnit uživateli nastavit jeho výstupní signál podle potřeby. Je zde také ošetřeno, aby generátor nebyl zahlcen velkým množstvím příkazů a mohl spolehlivě plnit svou funkci. Na obr. 19 je uživatelské prostředí aplikace.

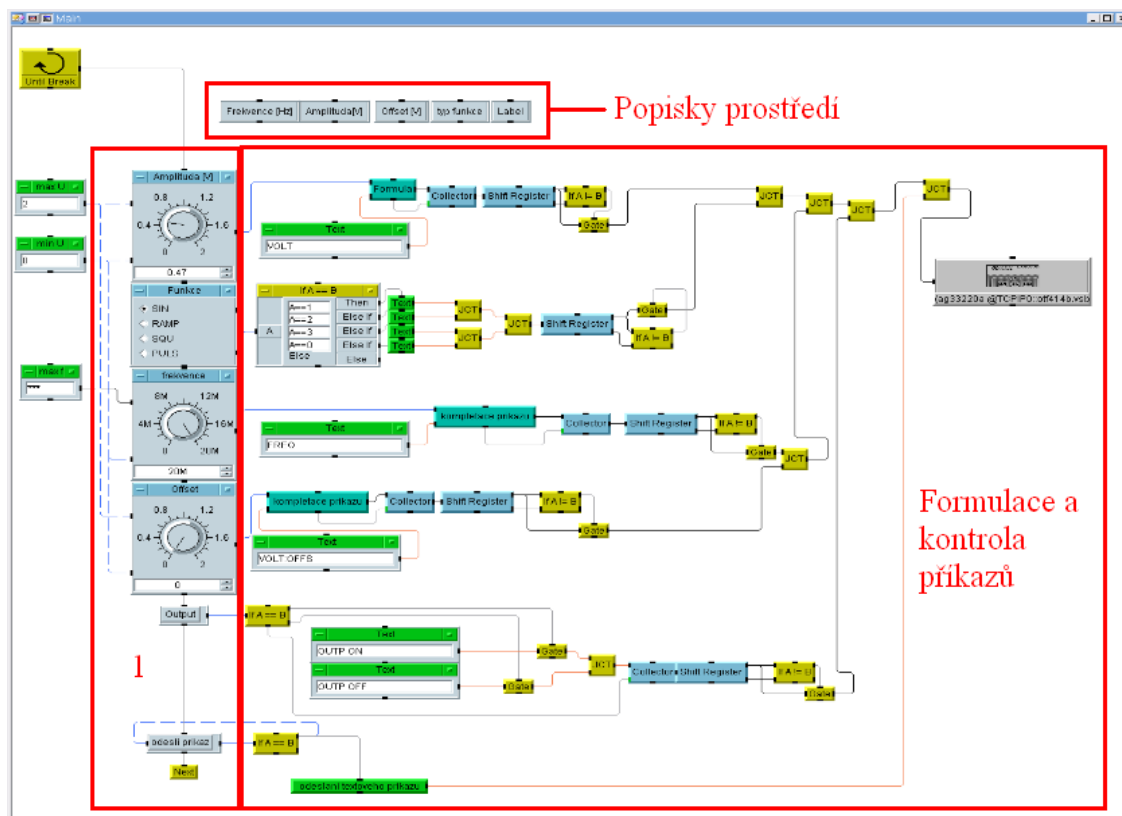


Obr. 19: Uživatelské prostředí aplikace generátoru

Ovládání umožňuje používat základní funkce generátoru. V případě, že by byly v programu některé funkce nedostupné lze použít textový režim přístroje (Například lze příkazem provést změnu výstupní impedance na  $50\Omega$  zadáním příkazu „OUTP:LOAD 50“). Možnosti volby velikosti amplitudy (velikost maximálního napětí), frekvence, offsetu (velikost DC složky signálu) mohou být provedeny přesně číslem, nebo nastavením otočného prvku do příslušné polohy. Prostor Vee také umožňuje, že hodnoty je možno zadávat ručně s normovanými jednotkami (např.: frekvenci 100kHz je možno zadat jako 100k). Rozsahy jsou voleny v souladu s možnostmi přístroje. Typ funkce se mění kliknutím na příslušné pole (SIN – sinusový průběh, RAMP – pilovitý průběh, SQR - obdélík). Tlačítko output slouží k zapínání výstupu z přístroje.

### 5.3.1.1 Popis funkce aplikace pro řízení generátoru

Aplikace cyklicky prochází vstupní prvky, zda se změnila hodnota, která by měla být použita pro nastavení generátoru. Pokud se tato hodnota změní, je nutné odeslat příkaz ke změně na generátor.

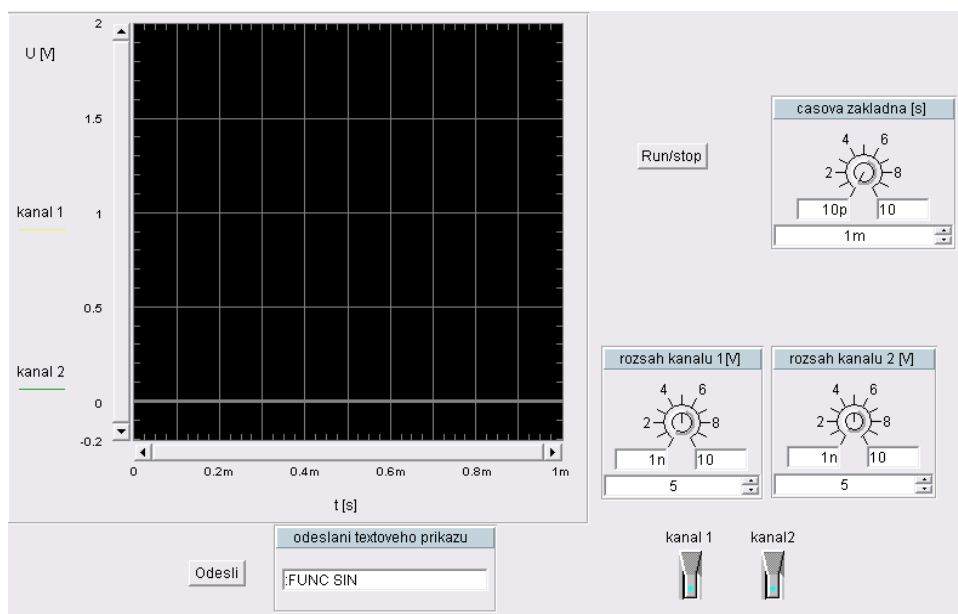


Obr. 20: Popis aplikace generátoru

Skupina bloků 1 slouží jako uživatelský vstup. Ve skupině bloků kontrola příkazů dochází ke zpracování dat z číselné podoby do textových příkazů pro generátor a následnému odeslání pomocí funkčního bloku Direct I/O. Tuto část nelze zredukovat do jediné funkce, protože některé použité bloky (collector, shift register) by ztratily svou funkci.

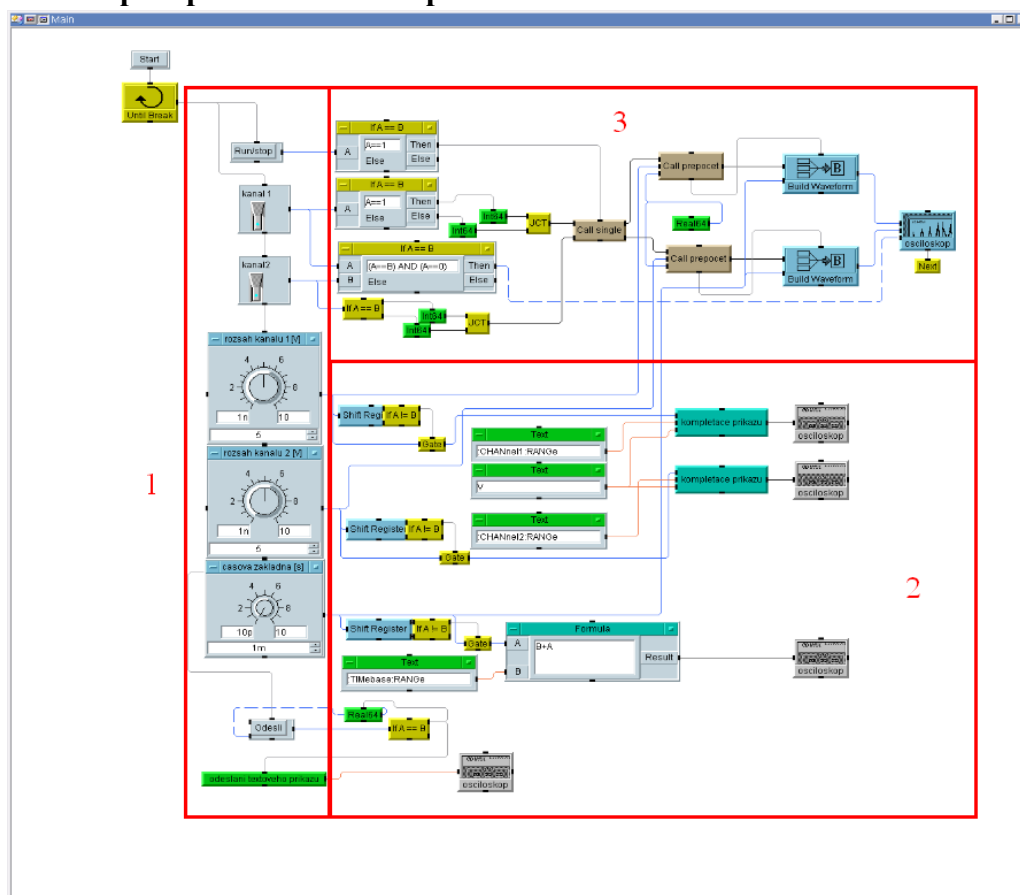
### 5.3.2 Aplikace pro řízení osciloskopu

Nabízí základní možnosti pro měření osciloskopem. To zahrnuje možnost zobrazení průběhu signálu s volitelným rozsahem napětí, časové základny a další volby. Grafická úprava se podobá fyzické podobě osciloskopu. Na obr. 21 je uživatelské prostředí aplikace.



Obr. 21: Uživatelské prostředí oscilátoru

### 5.3.2.1 Popis aplikace osciloskopu



Obr. 22: Popis aplikace osciloskopu

Situace u tohoto programu je podobná jako u generátoru. V předcházejícím obrázku je zobrazen zdrojový kód rozdělený na podobné části jako u generátoru (1 – Uživatelský vstup, 2 – Formulace příkazů). Situace je zde proti generátoru složitější, protože je zde nutno vzít v úvahu získávání naměřených hodnot z osciloskopu do programu. Nejprve jsou ve skupině bloků 3 identifikovány zobrazované kanály, následně jsou předány funkci single, která z osciloskopu změří data. Následuje nutný přepočítání dat z typu word na real pro oba kanály. Po vytvoření datového typu coord jsou nakonec vybrané průběhy vykresleny do bloku XY trace. Z možností vývojového prostředí, jsou zvoleny nejlepší ovládací prvky.

## 5.4 Měřicí systém

Pro vybraná měření, je důležité správné propojení s přístroji, to je ozkoušeno a popsáno v předchozích aplikacích. Měřicí aplikace umožňují nastavení důležitých parametrů pro správné měření.

V systému je možno realizovat následující měření:

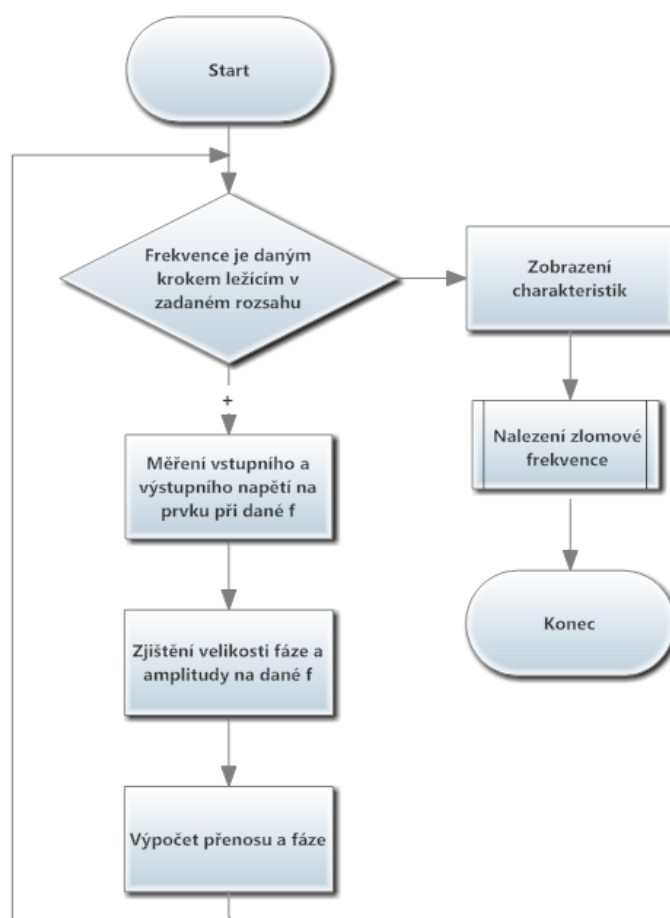
- Měření přenosové a fázové charakteristiky
- Měření impulsové a přechodové charakteristiky
- Měření frekvenčních složek signálu a výkonu signálu

### 5.4.1 Aplikace pro měření přenosové a fázové charakteristiky

Pro potřeby zdravotnictví je nutné zajistit co nejvyšší možnou kvalitu výrobků. To sebou nese nutnost speciálních nástrojů, které ověří již hotové prvky. Konkrétně u měření EKG je nutné správně odfiltrovat nežádoucí artefakty. Je proto vhodné veškeré navržené výrobky otestovat několika způsoby, aby se předešlo chybám měření v praxi. Vhodná je kromě otestování správného návrhu prvků také možnost zjistit jakým způsobem ovlivňuje přesnost použitých součástek výrobek jako celek. U filtrů a zesilovačů lze pro ověření využít změřenou přenosovou charakteristiku prvku. Při dostatečně přesném měření zlomové frekvence lze vyhodnotit, k jak velké změně u malých rozdílů hodnot součástek.

Systém byl vypracován v těchto krocích:

1. Návrh funkce – Po zjištění možností použitých přístrojů byl vypracován vývojový diagram měření, který je na obr. 23.



Obr. 23: Vývojový diagram měření

2. Návrh možností verifikace systému – Do tohoto kroku zasahují výše popsané filtry a zesilovač. Za použití známých prvků a jejich teoretických předpokladů se dá měřením stanovit, s jakou přesností systém pracuje.
3. Vytvoření simulace měření – Při tvorbě systémů se postupuje od nejjednodušší varianty systémů ke složitějším, proto bylo prvním logickým krokem vytvořit program, který s použitím daných hodnot součástek a zjištěných vztahů pro zesílení vypočte předpokládanou charakteristiku.
4. Implementace měřících přístrojů do simulace – V závěrečném kroku byla vytvořena aplikace, která matematické vztahy nahrazuje měřením reálných prvků na přístrojích a jejich nastavením tak, aby se předešlo chybám v měření.

#### 5.4.1.1 Simulace měření přenosové charakteristiky

Z jedné původní aplikace jsou změnou použitých vztahů vytvořeny aplikace, ve kterých je možno zobrazit přenosovou a fázovou charakteristiku RLC článků prvního a druhého řádu, stejnou operaci je možno provést pro RC PZ druhého řádu. Aplikace se od sebe mírně liší uživatelským prostředím a použitými vztahy pro výpočet. Ty jsou upraveny pro každý z uvedených prvků zvlášť. Přesnost charakteristik závisí na rozsahu simulovaného měření frekvenčního pásma a počtu kroků měření v logaritmickém měřítku. Tyto hodnoty se dají nastavit v libovolném rozsahu. Velký počet cyklů nepříznivě ovlivňuje délku měření. Aplikace je také schopna najít mezní

frekvence pomocí vyhodnocení maxima signálu a tím získání hladiny poklesu zesílení o 3dB. Následně se „proměří“ rozsah dvou frekvencí nejbližších poklesu zesílení o 3dB (Nejbližší nad a pod touto hranicí). Znovu se najdou dvě nejbližší frekvence, z nich je vybrána bližší frekvence k hranici -3dB. Tento způsob slouží k ověření tohoto postupu pro měření na reálných prvcích. Pro možnost zjistit hodnoty zesílení na příslušných frekvencích je v základní aplikaci pro libovolné hodnoty součástek RLC článku prvního řádu zobrazeného na obr. 24, použit vztah č. 27, který je odvozen ze vztahu převzatého ze skript *Elektrické obvody I.* [4] pro napěťový dělič. Vztah je odvozen stejným způsobem jako ostatní vztahy pro používané filtry. I pro tuto situaci platí vztah 28.

Zesílení napěťového děliče:

$$A = \frac{Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (24)$$

Impedance zapojení  $Z_1$ :

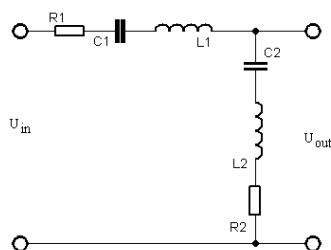
$$Z_1 = R_1 + \frac{1}{j\omega C_1} + j\omega L_1 \quad (25)$$

Impedance zapojení  $Z_2$ :

$$Z_2 = R_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + j\omega L_2 \quad (26)$$

Výsledný vztah pro zesílení vzniklý dosazením impedancí:

$$A = \frac{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + j\omega L_2}{R_1 + \frac{1}{j\omega C_1} + j\omega L_1 + R_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + j\omega L_2} \quad (27)$$



Obr. 24: Vzorový RLC článek 1. řádu

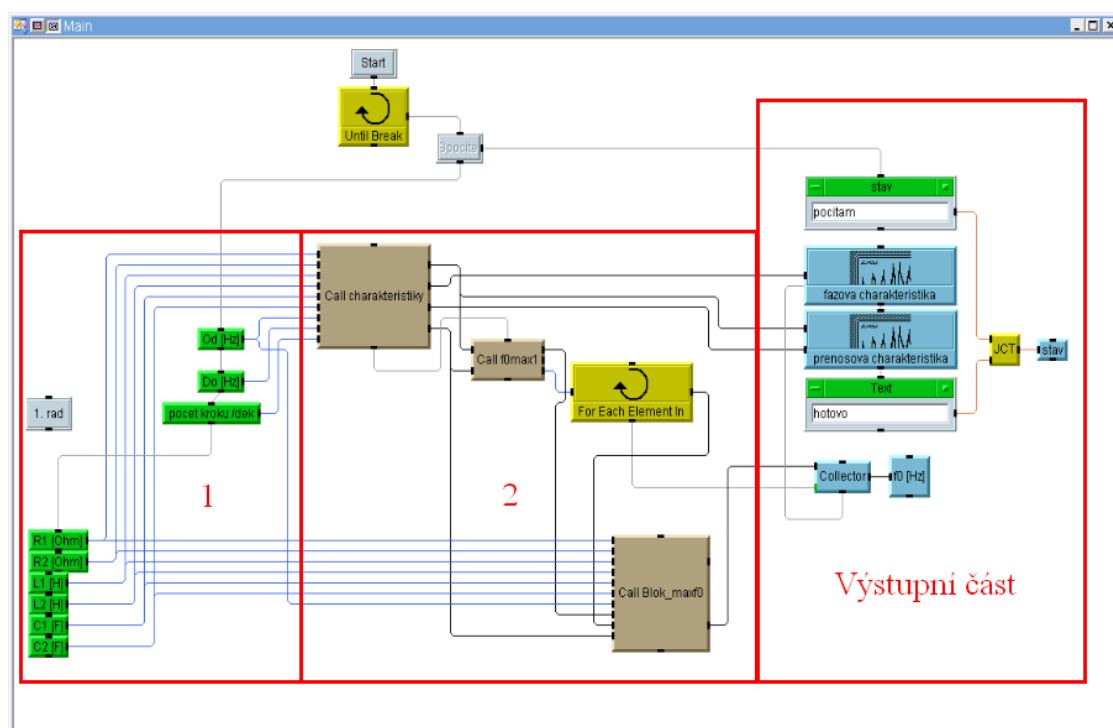
$$A_{dB} = 10 \log \left( \frac{U_{out}}{U_{in}} \right) \quad (28)$$

Ve výsledku je program schopen u typu filtrů DP a HP určit zlomovou frekvenci. U typu PP a PZ program vypočte frekvence, při kterých přenos překoná hranici útlumu 3dB.

#### 5.4.1.2 Popis programu simulátoru měření přenosové charakteristiky prvního řádu

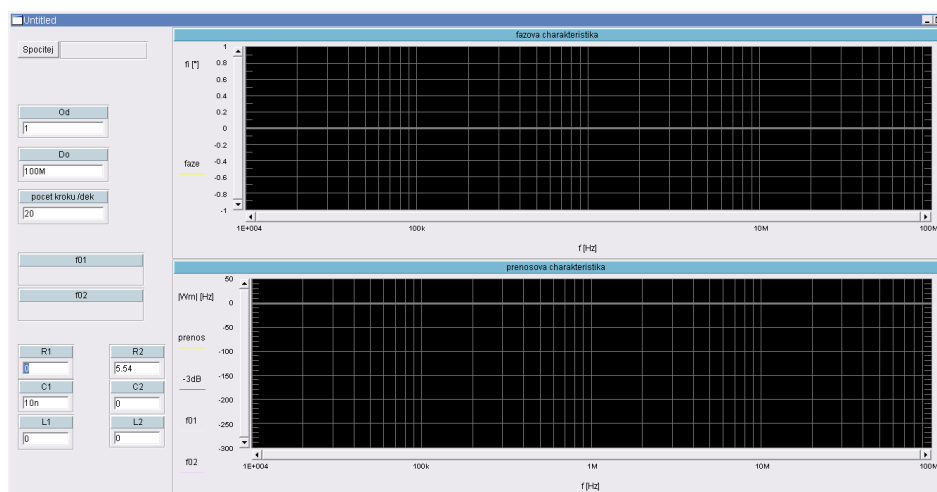
Obr. 25 obsahuje zdrojový kód celého programu. Celý zdrojový kód je pak v příloze na CD v souboru simulace\_prenos.vee. Červeně označené skupiny bloků slouží jako uživatelský vstup. Skupina bloků vpravo slouží pro výstup vypočtených dat.

Program, který je rozčleněn na části v obr. 25, začíná svůj průběh čekáním na signál od uživatele. Následně překontroluje uživatelské vstupy, zda se nezměnily (skupina 1) pomocí sekvenčního příkazu. V bloku 2 funkce charakteristiky, provádí výpočet fázové a přenosové charakteristiky, důležité části jsou popsány níže. Funkce f0max1 zjistí případné zlomové frekvence. Pro každou z pole zjištěných zlomových frekvencí je provedena funkce Blok\_maxf0. Ta provede přesnější odhad zlomových frekvencí. Ve výstupní části jsou zobrazeny výsledky výpočtů.



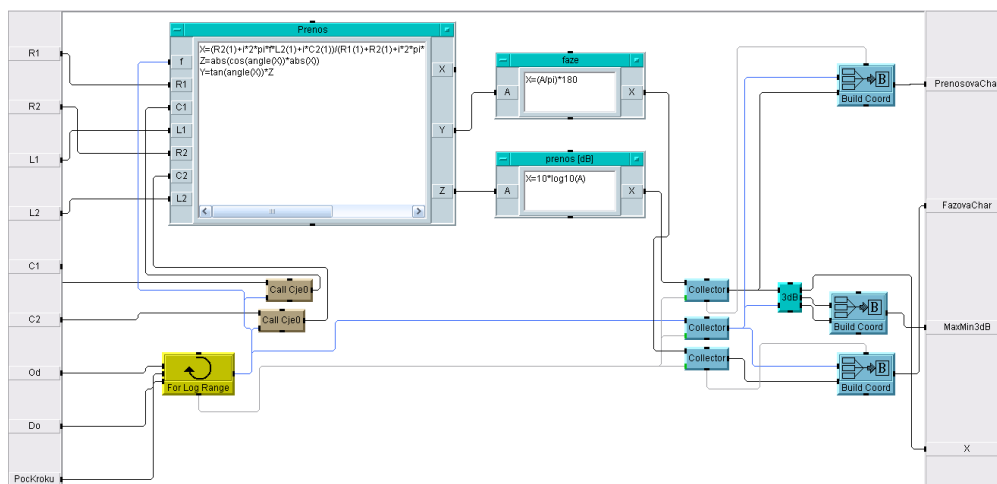
Obr. 25: Průběh programu simulátoru





Obr. 26: Uživatelské prostředí simulátoru

Na Obr 27 je popsána funkce charakteristiky. Funkce cykluje s logaritmickým krokem frekvence ze zadaného rozsahu a počítá přenos a fázi, hodnoty jsou sbírány prvky typu collector. Ty mají za úkol sjednotit jednotlivá data do vektoru (pole). Funkce Cje0 má za úkol odstranit nulové hodnoty v hodnotách kondenzátoru a navrácí hodnotu reaktance kondenzátoru. Prvky typu MS (Prenos, faze, přenos [dB]) počítají přenos podle výše uvedených vzorců. MS 3dB počítá pokles o 3dB a vrací tuto hodnotu a přímkou o této hodnotě, která je dále v programu zobrazena. Datový typ Coord slouží k zobrazení křivek, jsou v něm uchovány údaje o hodnotách na ose X a Y.



Obr. 27: Funkce charakteristiky

Funkce Blok\_maxf0 je v podstatě mírně upravený hlavní program s jedinou větší změnou, tou je záměna logaritmického kroku za lineární, pro rychlejší nalezení zlomových frekvencí. Tento způsob je zvolen, protože vývojové prostředí Vee neumožňuje rekurzivní funkce.

### 5.4.1.3 Aplikace pro měření charakteristik reálných prvků

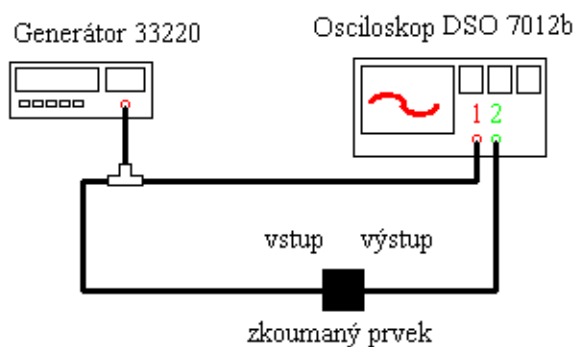
Tento program vychází z programu pro simulace přenosových charakteristik. Pro měření se zde používají stejné přístroje jako u jiných aplikací (Osciloskop Agilent řady 7000b, generátor typu Agilent 3320A). Místo výpočtu ze známých hodnot se zde změří průběh signálu z generátoru na programem zvolené frekvenci z rozsahu daného uživatelem a průběh signálu na výstupu prvku. Poté je v amplitudovém spektru nalezena frekvence, na které bylo provedeno měření. Na ní je určena velikosti přenosu pomocí vzorce:

$$A = 10 \cdot \log\left(\frac{U_{out}}{U_{in}}\right) \quad (29)$$

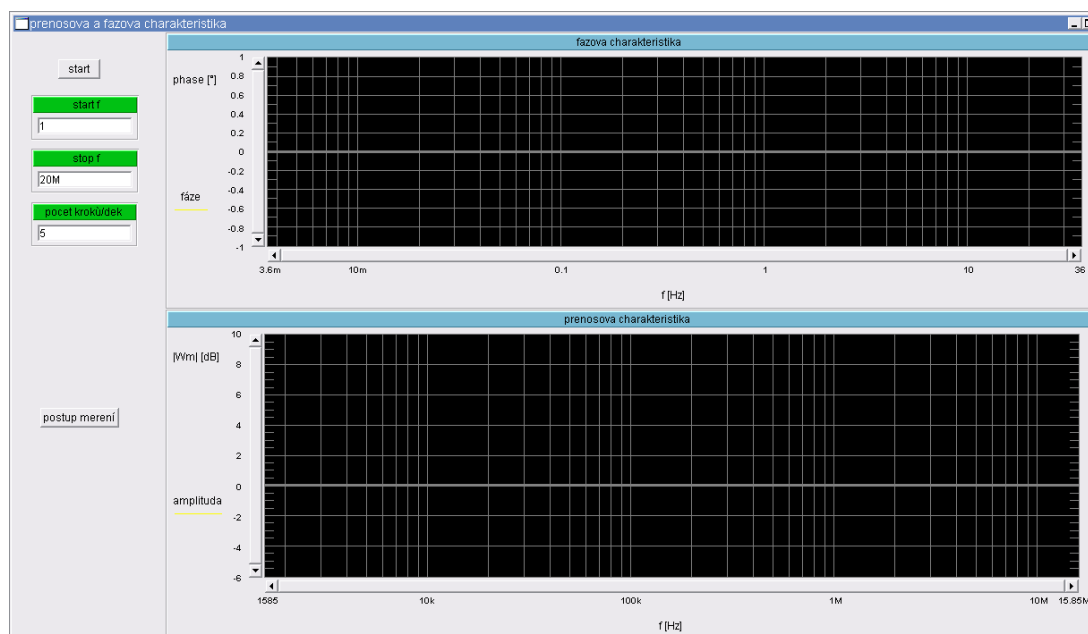
Kde:

$U_{out}$	Vstupní napětí.
$U_{in}$	Výstupní napětí.
$A$	Zesílení v dB.

Při měření je nutno dodržet správné zapojení jednotlivých vstupů a výstupů přístrojů a prvků. Program nepozná, jakým způsobem jsou prvky zapojeny, z toho pak vzniká chyba měření, která se projevuje nereálnými hodnotami zesílení. Zapojení měřicího řetězce je na obr. 28.



Obr. 28: Měřicí řetězec pro měření přenosových charakteristik



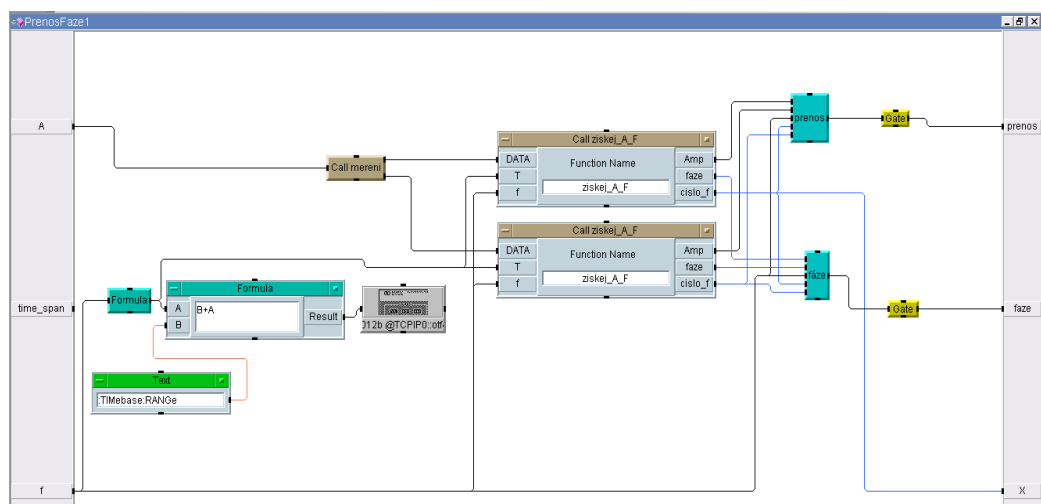
Obr. 29: Uživatelské prostředí měřící aplikace

Ze zkušebních měření, prováděných během tvorby a dokončování programu, lze vyvodit následující závěry:

Vzhledem k použití logaritmického kroku je nutné, aby počet kroků na dekádu byl co největší. S malým krokem vzniká u simulátoru chyba ve výpočtu  $f_0$ , která vzniká použitým algoritmem. Na druhou stranu měření velkých rozsahů tímto způsobem trvá velmi dlouho. A to z důvodu nutnosti měření signálu na každé frekvenci o délce dvou period. Tím se zamezí vzniku aliasingových chyb signálu. Proto je vhodné proměřit charakteristiku dvakrát. Jednou s malým počtem kroků (10 kroků na dekádu). A podruhé jen v očekávaném pásmu s velkým počtem kroků. Je vhodné, aby byl takto proměřen rozsah alespoň dvou dekád (50 kroků na dekádu). Tato nutnost vzniká z použitého algoritmu, který porovnává maximum signálu v jednom běhu měření k hladině maximum mínus tři decibely. Dalším limitujícím faktorem je, že běžně používané propojovací kabely při frekvencích nad 10MHz začínají vyzařovat energii. Vzniká pokles napětí, který je měřen osciloskopem. V počítači jsou pak obě hodnoty dosazeny do vzorce a vzniká chyba měření, kterou není možné odstranit.

#### 5.4.1.4 Popis aplikace pro měření reálných prvků

Měření probíhá při napěťové úrovni 1V. Většina principů aplikace je popsána v kapitole simulátoru. Zde je zaměřeno na funkce pro vzdálený přístup. I přes dlouhodobou snahu se nepovedlo uspokojivě odstranit problémy, při hledání zlomové frekvence algoritmem s pomocí přístrojů, proto je toto měření z této aplikace vypuštěno.

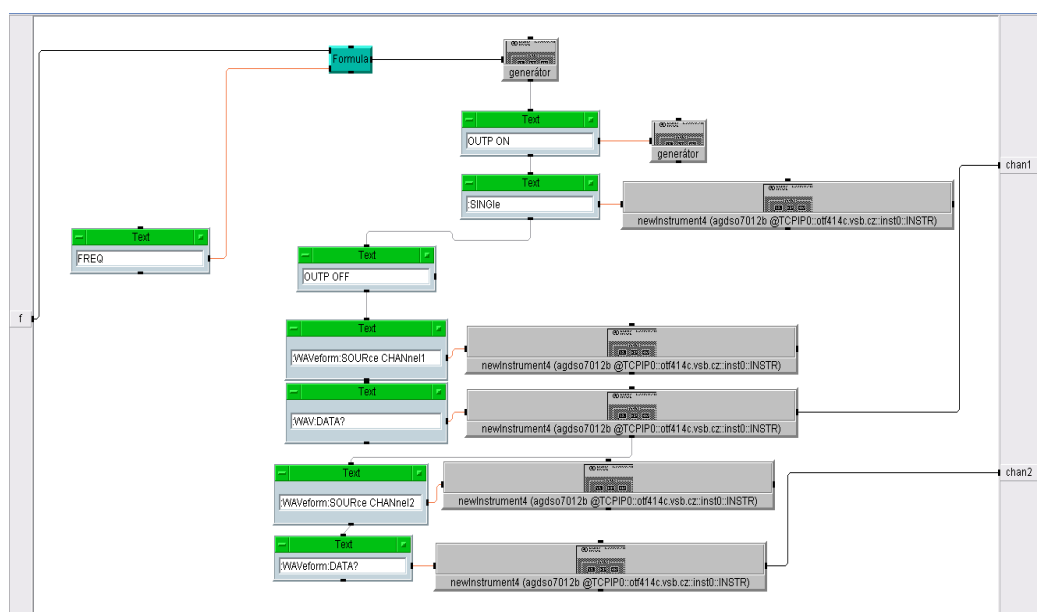


Obr. 30: Funkce PrenosFaze1

Funkce PrenosFaze1 nejprve nastaví délku snímaného na přijatelnou délku pro správné měření. Popis funkcí mereni a ziskej\_A\_F následuje dále. Z hodnot jimi poskytnutými je vypočten přenos a fáze na dané frekvenci. Na výstup x je vyvedena koeficient frekvence ze vstupu cislo\_f.

Ve funkci mereni je nejprve nastavena frekvence výstupního napětí. Poté je zapnut výstup generátoru pro změření jednoho průběhu napětí. Z obou kanálů jsou následně přečtena data.

Funkce Ziskej\_A\_F vypočítává z hodnot typu word získaných z osciloskopu. Protože funkce FFT matlabu nevrací reálné hodnoty, ale pouze koeficienty najde se pomocí funkce HledejFrekvenci frekvence nejbližší k měřené.



Obr. 31: Funkce mereni

## 5.4.2 Aplikace pro měření přechodové charakteristiky

Při zapínání a vypínání elektronických zařízení, které obsahují kapacitní a indukční prvky dochází k přechodovým jevům. Ty jsou způsobeny energií, která se v těchto prvcích akumuluje v průběhu času. Při zapnutí trvá určitý čas, než se tyto prvky nabijí a naopak při vypnutí se postupně vybíjejí. Jak dlouho tyto stavy trvají je možno vypočíst, k možnosti ověření těchto parametrů je vytvořen tento program.

V knize *Analýza Signálu a soustav* [6] jsou měřené jevy definovány takto:

- Přechodová charakteristika:

*„Přechodová charakteristika  $g(t)$  je výstup LTIL soustavy generovaný vstupem  $\eta(t)$  při nulovém počátečním stavu soustavy.“ [6]*

Kde  $\eta(t)$  je Heavysideův skok.

- Impulsová charakteristika:

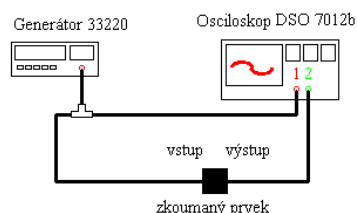
*„Impulsová charakteristika  $h(t)$  je výstup LTIL soustavy generovaný vstupem  $\delta(t)$  při nulovém počátečním stavu soustavy.“ [6]*

Kde  $\delta(t)$  je Dirracův impuls.

Ze stejného zdroje je pak převzat vztah 30 mezi těmito charakteristikami.

$$h(t) = \frac{d g(t)}{dt} \quad (30)$$

Měření probíhá za použití generátoru, který poskytne dostatečně kvalitní obdélníkový puls pro měření. Aplikace umožňuje také zobrazení impulsové charakteristiky, kterou v reálných podmínkách není možno změřit, protože Dirracův impuls není možné vytvořit. Tato charakteristika je tedy vytvořena pomocí derivace přechodové charakteristiky. Ve finále jsou pak zobrazeny každá ve svém grafu a s průběhem napětí v závislosti na čase. V programu je možno nastavit velikost napětí impulsu a je také možno změnit maximální délku času měření. Měřicí řetězec měření je na obr. 32.



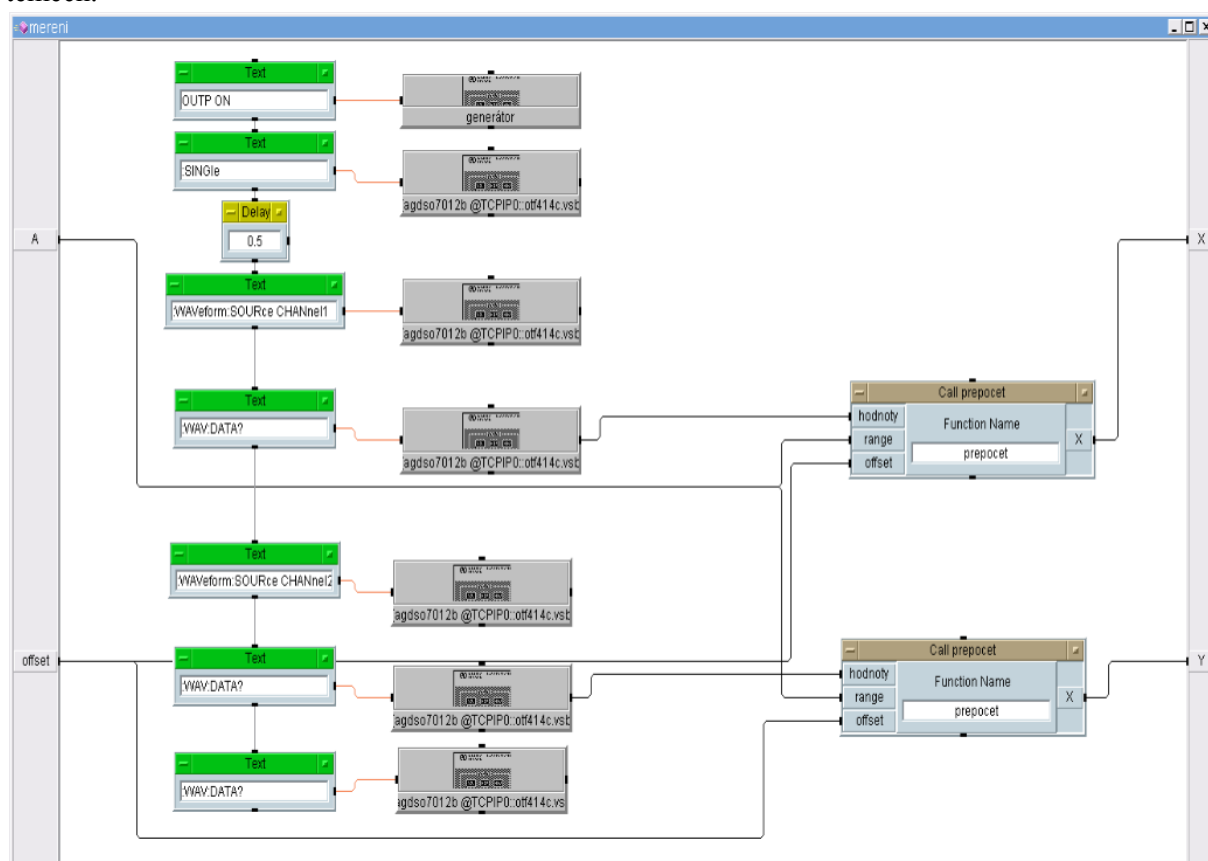
Obr. 32: Měřicí řetězec pro měření přechodových charakteristik

Měření probíhá s napětíovou úrovní 1V. Pro měření je důležité nastavit offset obou kanálů na nulovou hodnotu, aby se průběhy překrývaly a dobře se porovnávaly. V měření je možné měnit délku zobrazené charakteristiky.

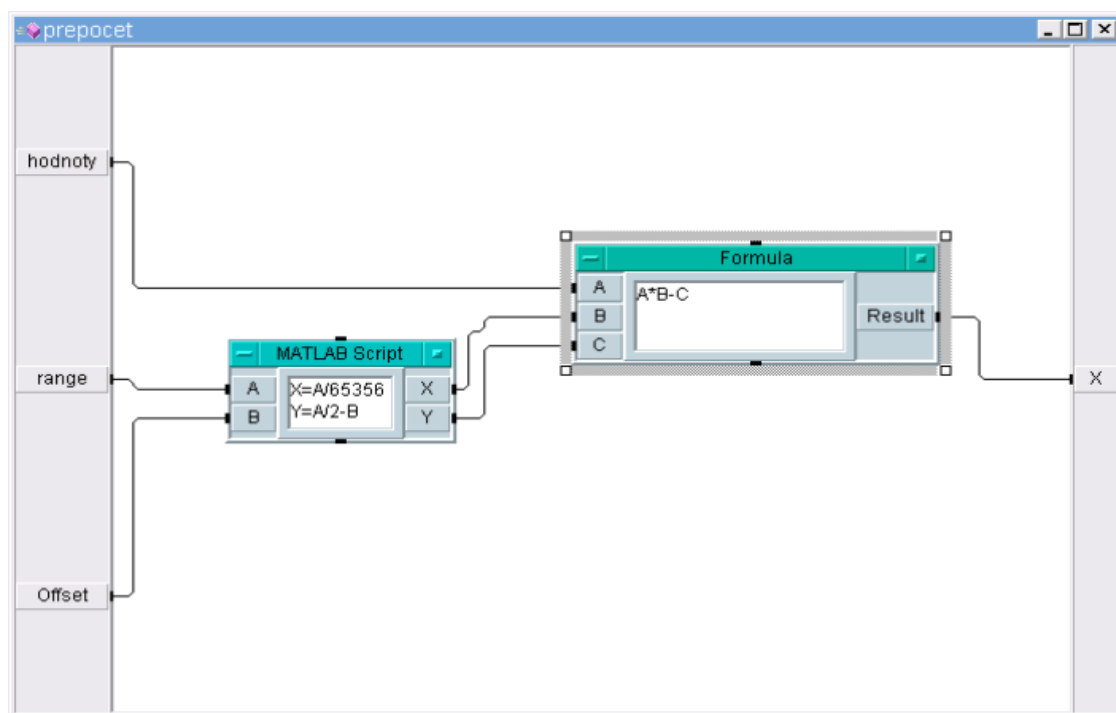
### 5.4.3 Popis aplikace pro měření přechodové charakteristiky

Subsystém podle zadaných parametrů nastaví přístroje, provede měření a přepočtení hodnot ty zobrazí v přehledném grafu. Součástí subsystému jsou následující funkce:

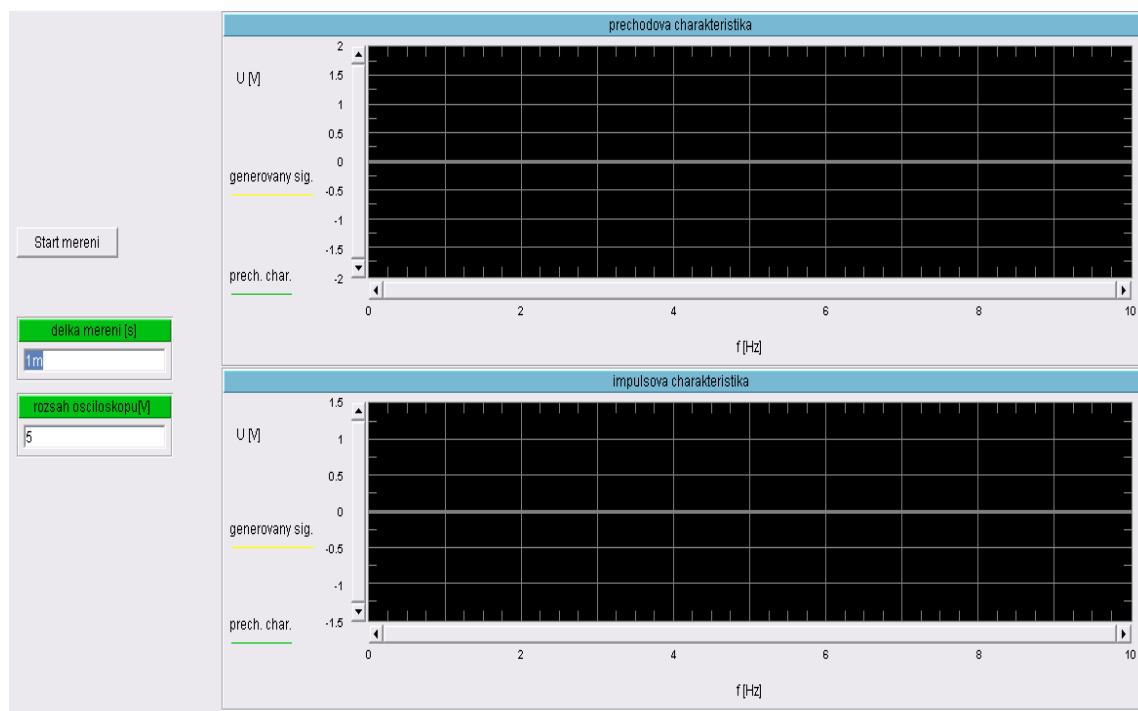
- **mereni (obr. 33):** Funkce nejdříve zapne výstup generátoru, který je nastaven už dříve. Dále změní průběh pomocí funkce oscilátoru single. Následně jsou z obou kanálů oscilátoru získány data, která odpovídají průběhům napětí. Tyto průběhy jsou přeneseny, přepočteny na reálné hodnoty a navráceny každý zvlášť. Funkce se v malých úpravách používá ve všech měřicích subsystémech.
- **prepocet (obr. 34):** Z koeficientů napětí, které oscilátor vrací v datovém formátu word je nutno vypočíst reálné hodnoty. To zajišťuje tato funkce pomocí známých hodnot offsetu napětí a velikosti nastaveného rozsahu. Funkce se v mírných úpravách používá ve všech subsystémech.



Obr. 33: Funkce mereni



Obr. 34: Funkce prepocet



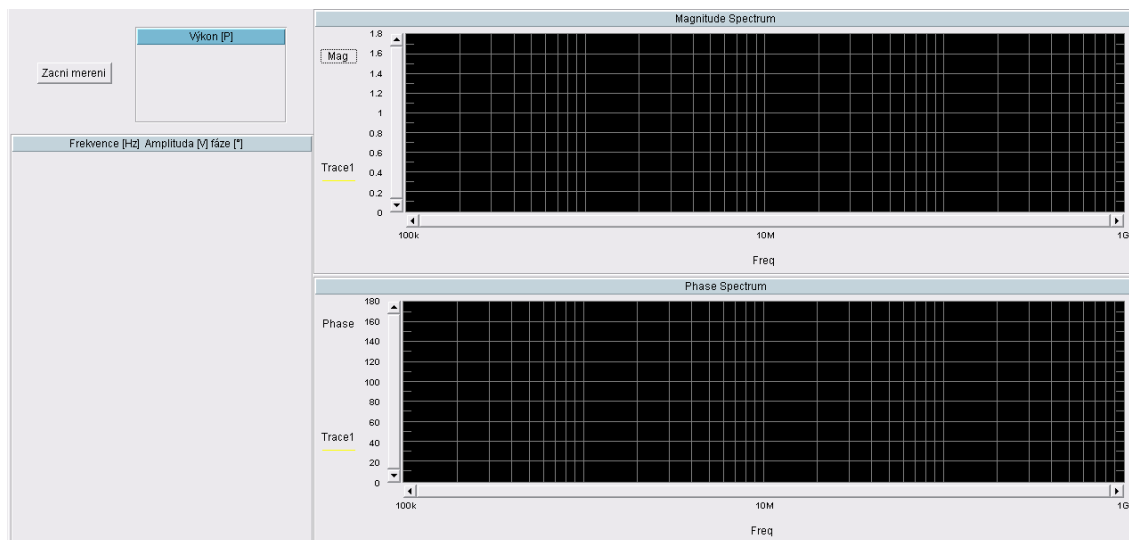
Obr. 35: Uživatelské prostředí

## 5.4.4 Měření frekvenčních složek signálu

Při měření biosignálů dochází k mnoha druhům artefaktů, které se dají odstranit správnou filtrací signálu. Z toho důvodu je nutné znát složení signálu pro přesnější úpravy. Zároveň můžeme správným vyhodnocením signálu získat informaci hned o několika biologických jevech. Příkladem je možnost zjištění dechové frekvence v měření EKG signálu, kde je aktivita plic a hrudníku zastoupena jako rušivý signál.

Zjištění frekvenčních složek probíhá za pomoci Fourierovy transformace signálu (funkce Matlabu FFT). Výsledek je třeba dále upravit, aby se z koeficientů staly skutečné hodnoty. Z těch program získá fázové a amplitudové spektrum v závislosti na frekvenci. V amplitudovém spektru se pak jednotlivé složky projeví jako bod s hodnotou amplitudy, kterou je složka zastoupena v signálu. Nejprve se spočítá druhý diferenciál signálu a mez šumu. Pro oddělení signálových složek od šumu je použita hodnota 10% z maxima. Tyto frekvence jsou vybrány jako kandidáti na frekvenční složky. Z nich se vybere maximální hodnota amplitudy v každé skupině. Odzkoušená rozlišovací schopnost je podle délky transformovaného pásma je přibližně tři jednotky koeficientu frekvence.

Samotné měření probíhá za pomoci aplikace generátoru, která nahrazuje libovolný zdroj signálu a měřicí aplikace propojené s osciloskopem. Pro měřicí aplikaci je důležité, aby byl měřený signál připojen na kanál číslo 1.



Obr. 36: Uživatelské prostředí aplikace frekvenčních složek

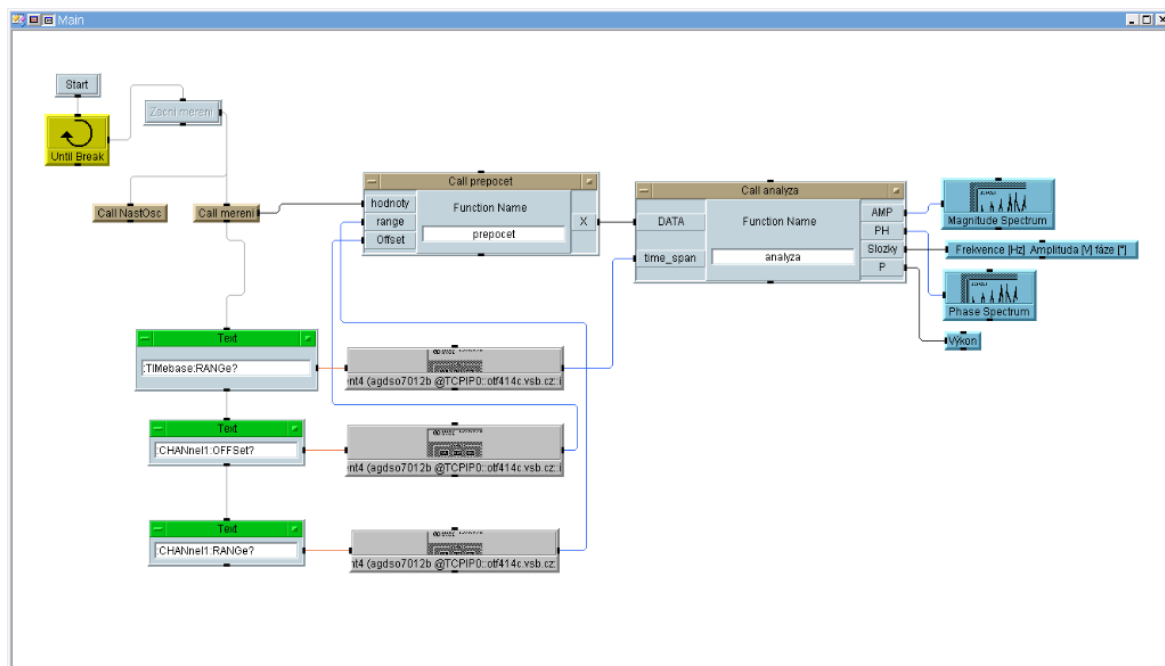
### 5.4.4.1 Popis funkcí měření frekvenčních složek signálu

Na následujícím obrázku je zobrazen průběh celého programu. Nejdříve se nastaví oscilátor na potřebné hodnoty a provede se funkce autoscale (ve funkci NastOsc). Poté je změřen průběh funkcí mereni a proveden přepočít hodnot. Protože byla provedena funkce autoscale, je pro správný přepočít nutné použít dotazovací příkazy oscilátoru pro získání nastavení amplitudy, časové základny a offsetu. Pak je zavolána funkce analyza, která za pomoci získaných frekvenčních složek pomocí funkce FSlozky vypočte výkon ze vztahu:



$$P = \sum |W_m|^2 \quad (31)$$

kde:  
P Výkon [W].  
|W<sub>m</sub>| Hodnoty amplitudy frekvenčních složek .



Obr. 37: Aplikace pro měření frekvenčních složek

Funkce FSložky na obr. 37 vypočítává amplitudové a fázové spektrum signálu. Nejdříve se vytvoří data typu waveform, který se po přepočítání funkcí FFT v bloku formula změní na typ spektrum. MS stejné vstupy a výstupy nepodporuje. Rozložením složených datových typů na jednotlivá čísla a jejich přepočtem získáme řadu hodnot použitelných jako amplitudové spektrum. Z toho důvodu se vyplatí zpět složit typ spektrum, ve kterém místo komplexních činitelů figurují fáze a amplitudy. Dále se ze signálu vypočte druhý diferenciál a z něj jsou ve funkci frekvence vybrány složky překračující hranici 10% maxima v signálu. Pro každou ze složek jsou nalezeny fáze a amplituda. Tyto hodnoty jsou navraceny výstupem DATA.



## 6 Verifikace systému měřením

Potřeba posouzení správné funkce měřicího systému vedla k této části práce. Většina systémů byla verifikována v průběhu prací. Jedná se o části komunikující s přístroji, měření přechodových a impulsních charakteristik. Ověření správné komunikace proběhlo nastavením hodnoty na počítači a následnou kontrolou změny na přístroji zde vyhověly všechny aplikace. Vzhledem k tomu, že u přechodové charakteristiky se pouze přenáší informace z osciloskopu na počítač, bylo odpozorováno, zda všechny parametry jsou na obou obrazovkách stejné.

### 6.1 Měření přenosové a fázové charakteristiky

Pro každý z typů navržených prvků je náhodně vybrána sada součástek. Měření probíhá následovně: Osoba provádějící měření vypočte podle převzatých vztahů očekávané hodnoty a zapojí měřicí systém. Způsob zapojení je předem určen a je popsán v kapitole 5.3.3. Spuštěním se změří reálné hodnoty. Pro ověření se pro dané parametry hodnoty vypočtou. S teoreticky předpokládanou hodnotou a hodnotou získanou průměrem z měření pěti prvků se spočte procentuální chyba systému. Pro verifikaci měření každého z modelových prvků byla vybrána sada součástek. Jejich hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.

	$R_1 [\text{k}\Omega] (R_{in})$	$C_1 [\text{F}]$	$R_2 [\text{k}\Omega] (R_{zv})$	$C_2 [\text{F}]$
HP	10	100n	-	-
DP	0,1	1n	-	-
PP	10	100n	0,1	1n
PZ	1	1n	10	1n
Zesilovač	3	-	4	-

Tab. 2: Hodnoty prvků

Při zkušebních měřeních v průběhu prací na systému se ukázala nedokonalost měřicího algoritmu zlomové frekvence. Tím je velká chyba měření  $f_0$  při malém počtu kroků na dekádu v logaritmickém střídání frekvencí. Proto jsou při všech měřeních kroky nastaveny na 100dB na dekádu.

V tomto měření jsou tři klíčové parametry, podle kterých je posuzována funkce tohoto měřicího systému. Body měření jsou následující:

1. Určení zlomové frekvence  $f_0$  výpočtem, odčtem a simulátorem.
2. Měření odchylky přenosu na frekvencích  $f = 10^n$ ,  $n \in \mathbb{Z}$ ;  $6 > n \geq 2$
3. Měření frekvenčních charakteristik.

Postup měření:

- 1) Měřený prvek se propojí generátorem a osciloskopem podle předepsaného zapojení v kapitole 5.4.1.3 na obr. 28, strana 32.
- 2) V aplikaci simulátoru, vybrané podle zapojení, se nastaví hodnoty použitých součástek a zahájí se výpočet.
- 3) V aplikaci „Měření přenosové charakteristiky“ se nastaví rozsah hodnot, počet kroků a zahájí se měření.
- 4) Ve vypočtených průbězích odečteme zlomové frekvence a hodnoty pro jednotlivé frekvence.
- 5) V simulátoru odečteme na daných frekvencích hodnoty přenosu a z pole  $f_0$  zlomové frekvence.
- 6) Body 1 – 5 se opakují pro všechna zapojení.

## 6.1.1 Výsledky měření:

### 6.1.1.1 Určení zlomové frekvence $f_0$

V tab. 3 jsou vypočtené a změřené charakteristické frekvence podle vztahů v příslušných kapitolách. Protože se nepovedlo uvést do chodu měření  $f_0$  pro reálné prvky je otestována funkce simulátoru

zapojení	Vypočtená $f$ [MHz]	odečtená $f$ [MHz]	$f$ nalezená simulátorem [MHz]	chyba odečtu [%]	chyba simulátoru [%]
HP	1,592	1,500	1,618	5,752	1,662
DP	1,592	1,500	1,655	5,752	3,987
PP1	1,592	1,500	1,620	5,752	1,788
PP2	0,159	0,150	0,160	5,752	0,531
PZ1	1,592	-	-	-	-
PZ2	0,159	-	-	-	-

Tab. 3: zlomové frekvence

### 6.1.1.2 Výpočet a měření (odečtení) přenosu na daných frekvencích

Výpočet průměrného rozdílu vypočtené a naměřené hodnoty:

$$\overline{\Delta A} = \frac{\sum_n \Delta A}{n} = -4,969 \text{ dB} \quad (32)$$

Kde:

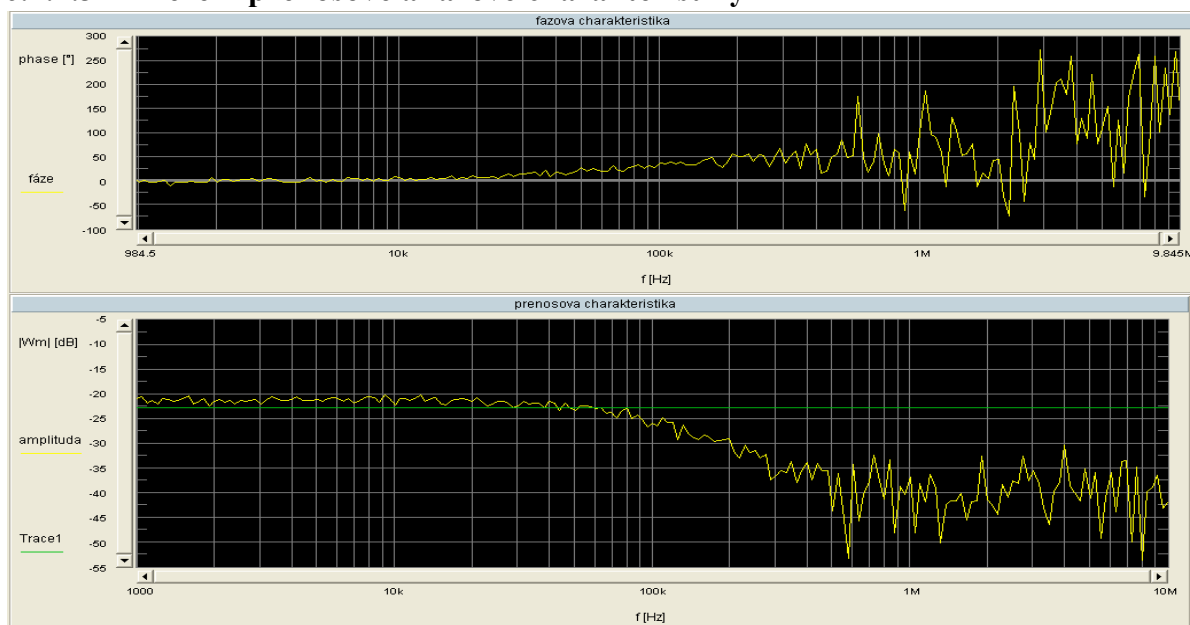
$\overline{\Delta A}$	Průměrný rozdíl [dB]
$n$	Počet měření
$\Delta A$	Rozdíl měřené a vypočtené hodnoty v dB

f [Hz]	Horní propust			Dolní Propust		
	Avyp [dB]	Amer [dB]	$\Delta A$ [dB]	Avyp [dB]	Amer [dB]	$\Delta A$ [dB]
100	-5,481	-3,981	-1,5	0	0,012	-0,012
1k	-0,108	-0,476	0,368	0	0,193	-0,193
10k	-1,1	-0,457	-0,643	-0,017	-0,137	0,12
100k	0	0,063	-0,063	-1,445	0,063	-1,508
1M	0	-0,337	0,337	-16,07	-1,325	-14,745
10M	0	1,336	-1,336	-35,96	-24,33	-11,63

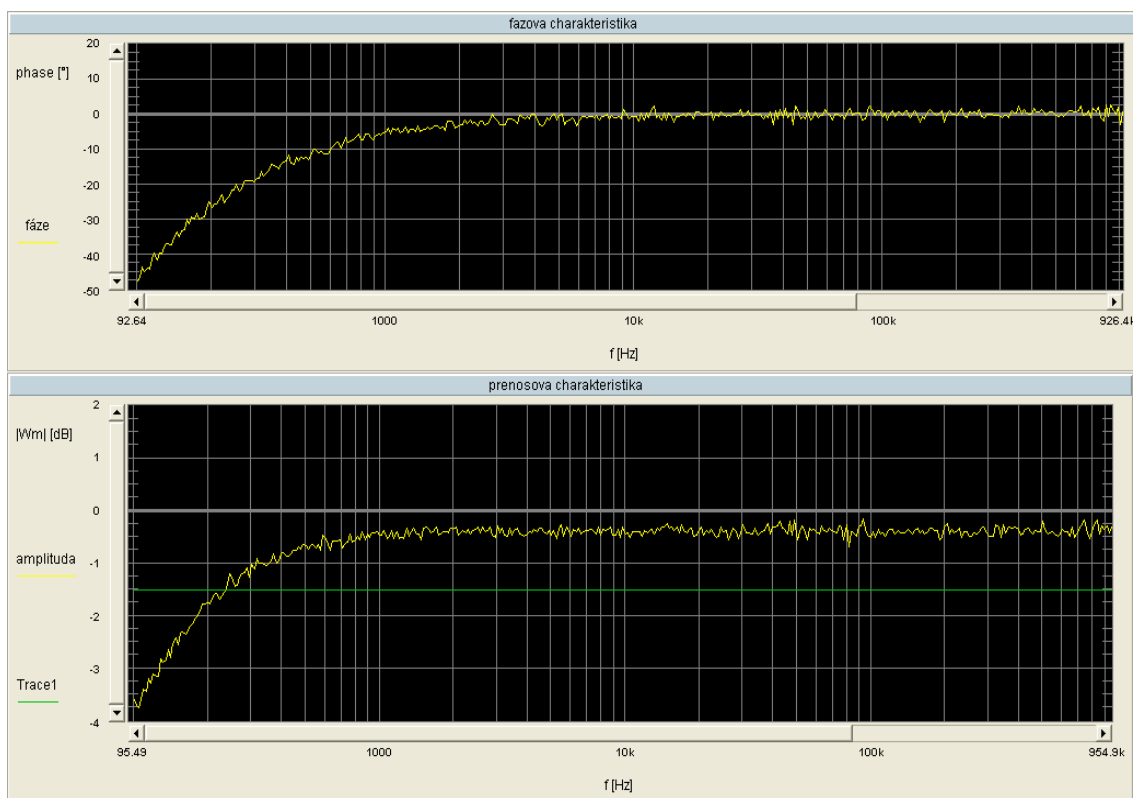
f [Hz]	Pásmová zadrž			Pásmová propust		
	Avyp [dB]	Amer [dB]	odchylka [dB]	Avyp [dB]	Amer [dB]	$\Delta A$ [dB]
100	0	0,002	-0,002	-50,66	-50,35	-0,31
1k	0	-0,116	0,116	-30,66	-32,55	1,89
10k	-0,05	0,237	-0,287	-11,02	-10,51	-0,51
100k	-1,563	-0,39	-1,173	-5,14	-7,238	2,098
1M	-0,29	0,85	-1,14	-23,34	-9,166	-14,174
10M	-0,003	1,465	-1,468	-43,32	-29,46	-13,86

Tab. 4: Výpočet rozdílu měřené veličiny a vypočtené veličiny pro filtry

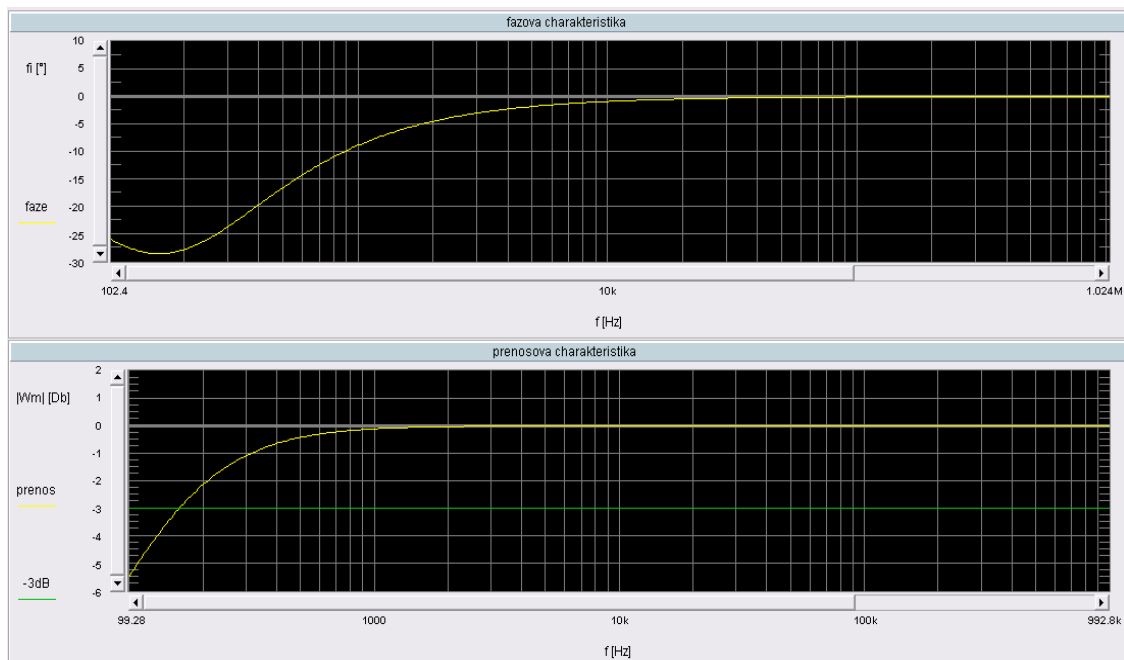
### 6.1.1.3 Měření přenosové a fázové charakteristiky



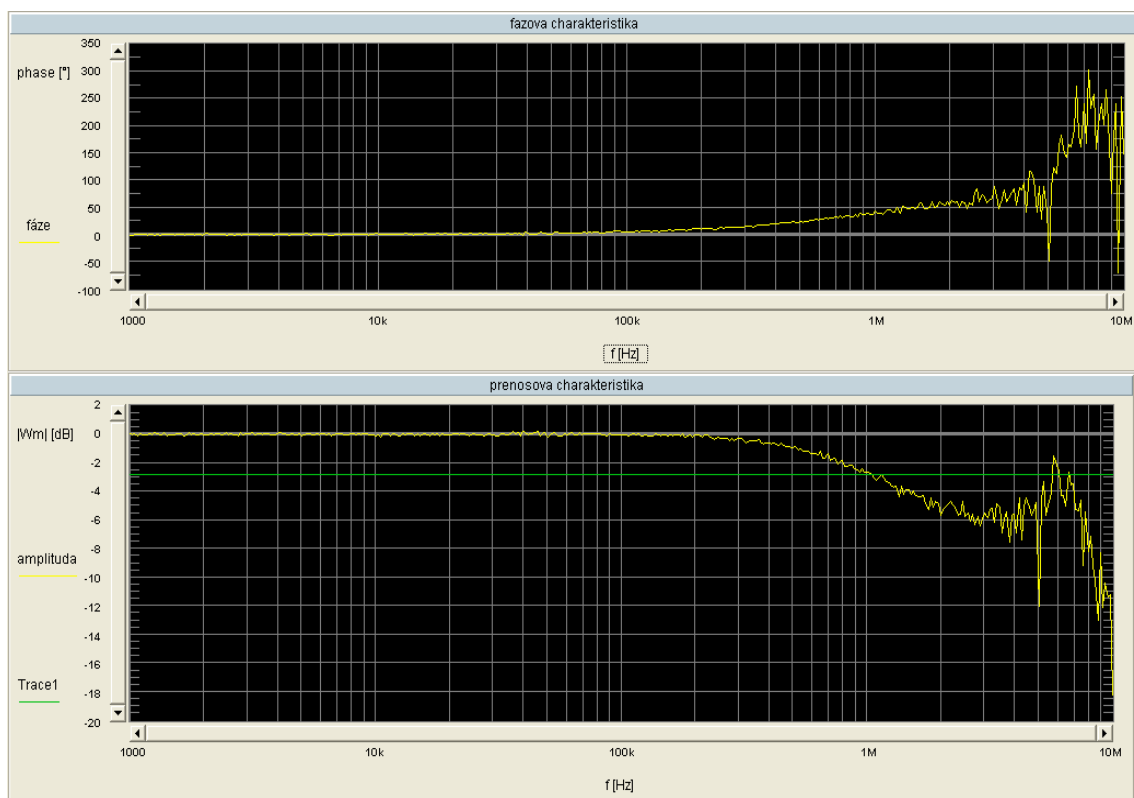
Obr. 40: Měřené charakteristiky zesilovače



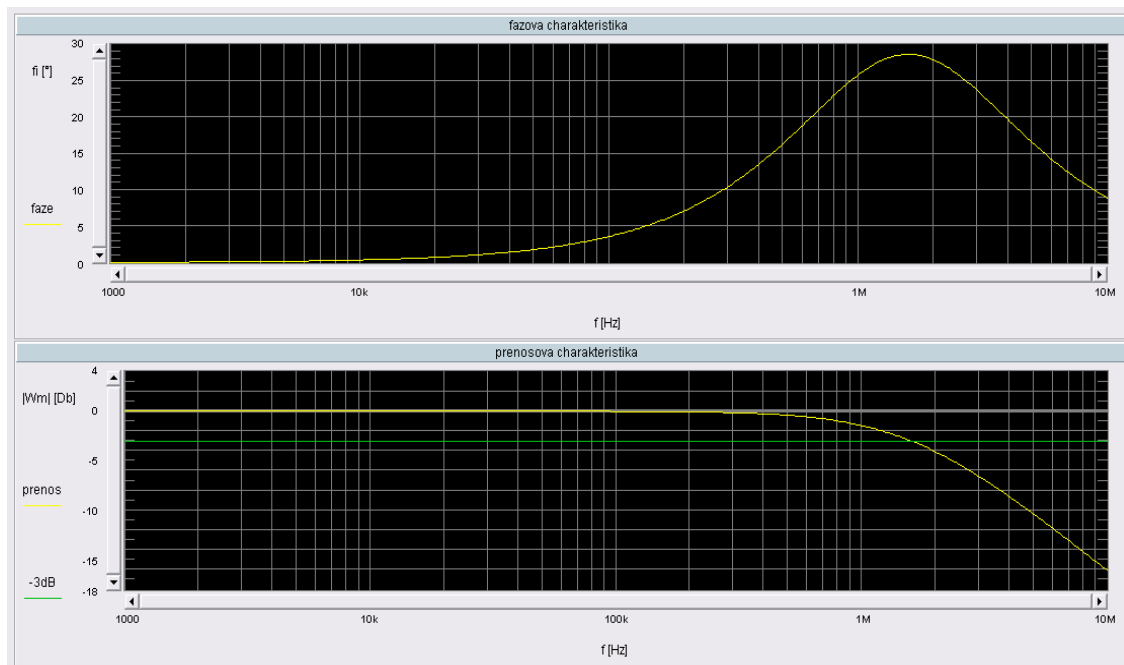
Obr. 41: Měřená fázová přechodová charakteristika HP



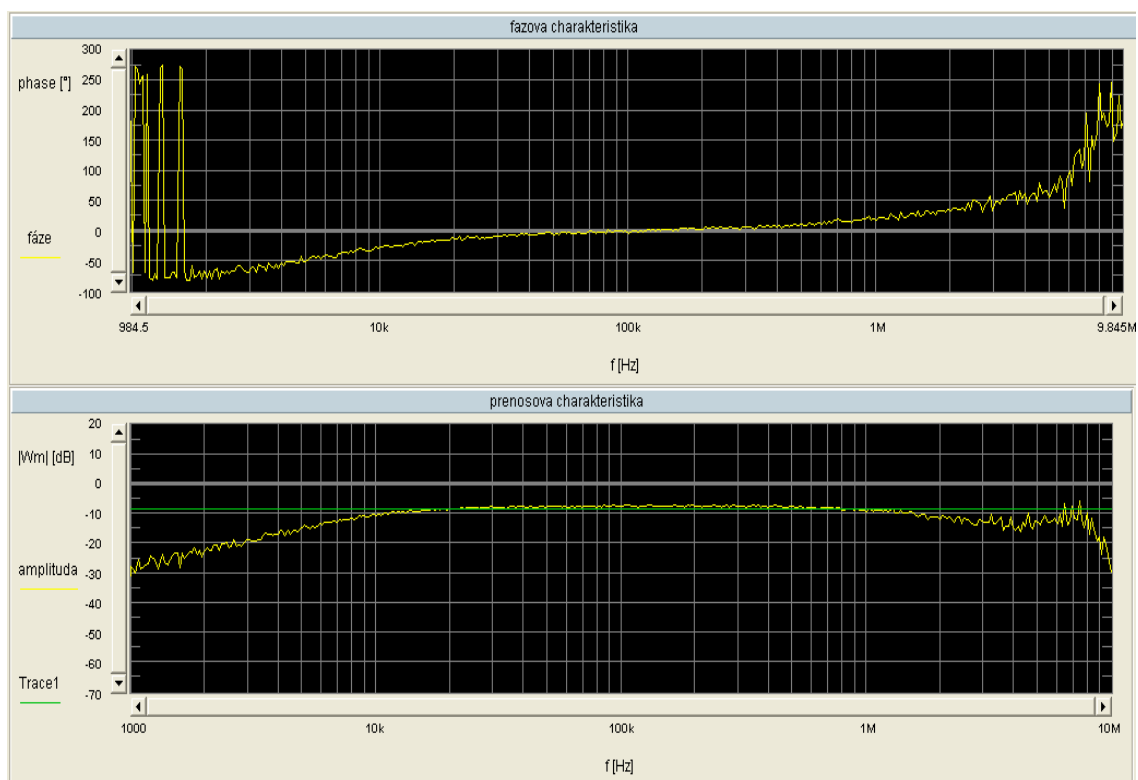
Obr. 42: Vypočtená charakteristika HP



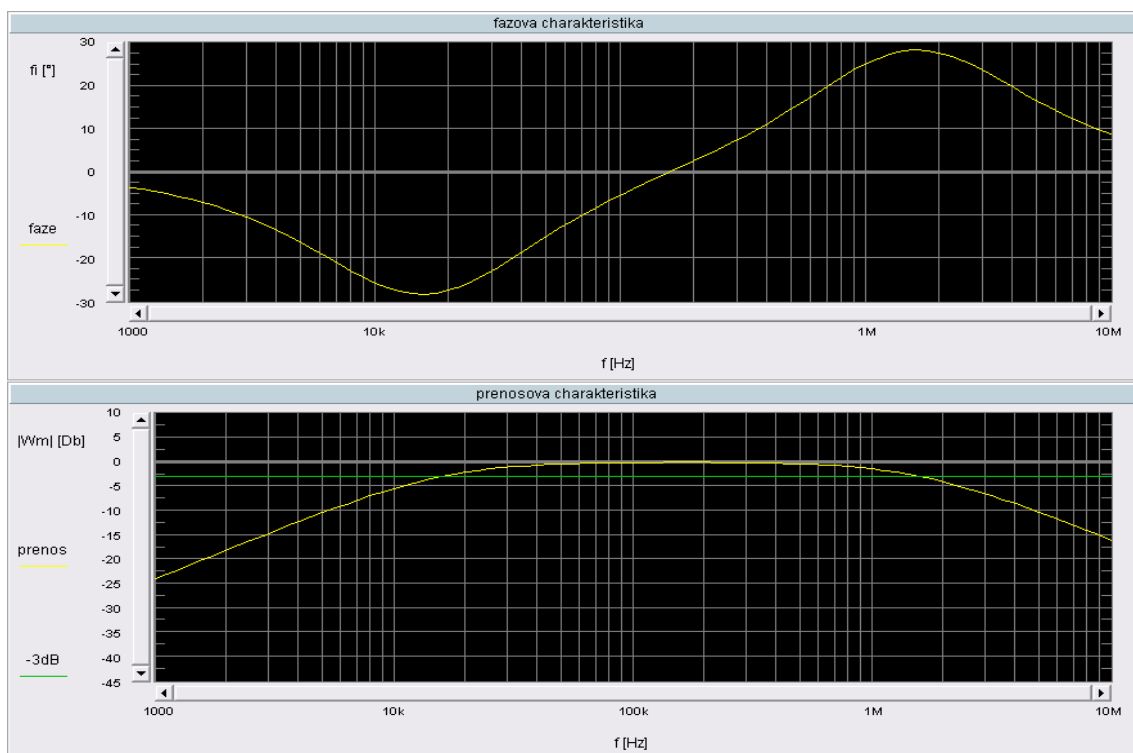
Obr. 43: Měřená fázová přechodová charakteristika DP



Obr. 44: Vypočtená charakteristika DP

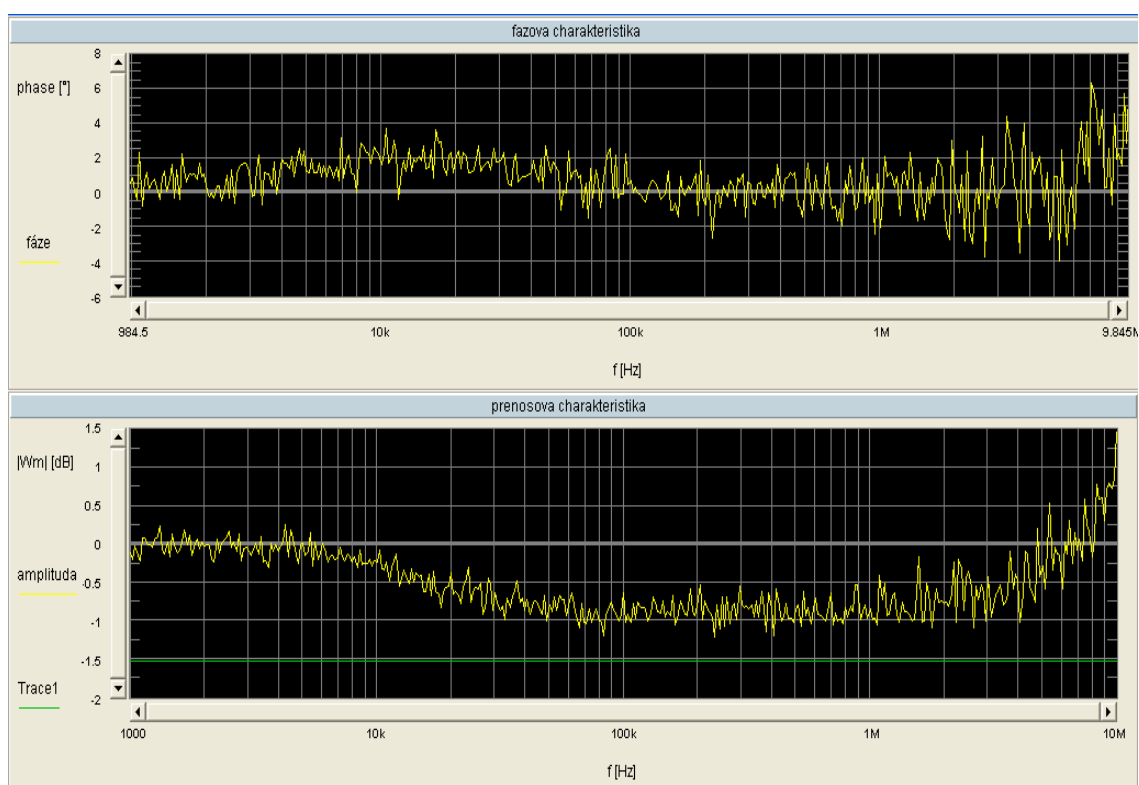


Obr. 45: Měřená charakteristika PP

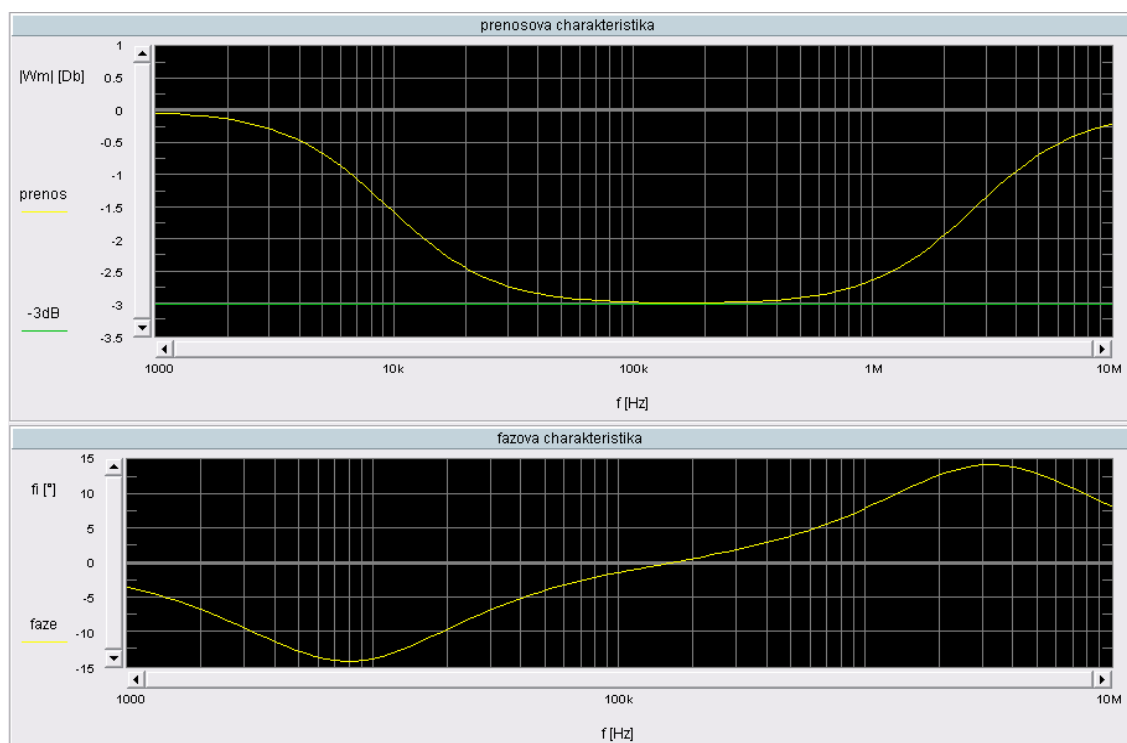


Obr. 46: Vypočtená charakteristika PP





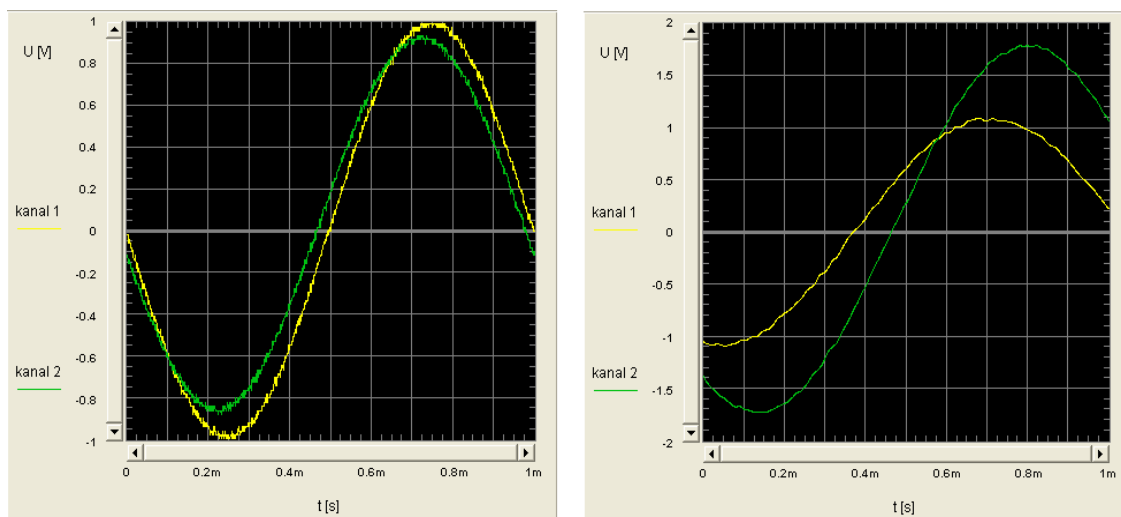
Obr. 47: Měřené charakteristiky PZ



Obr. 48: Vypočtené charakteristiky PZ

## 6.1.2 Závěr pro měření přenosové charakteristiky

Měření je provedeno s malým šumem, který snižuje přesnost měření. Zároveň se při frekvencích vyšších než 1MHz projevuje stoupavá tendence přenosu. Při měření ke snížení tohoto artefaktu nepomohlo přizpůsobení impedance přístrojů. Pravděpodobně je tento artefakt způsoben velkým množstvím propojovacích materiálů, který vyzařuje a indukuje energii na vysokých frekvencích. Na následujícím obr. 49 je srovnání signálu na frekvenci 100 Hz a 1MHz pomocí aplikace osciloskopu na filtru HP.



Obr. 49: Srovnání signálu HP filtrem na  $f$  1kHz (vlevo) a 15MHz(vpravo)

Vidíme zde, že připojený signál na kanál 2 (výstup měřeného prvku - žlutě) vzrůstá a zvyšuje tím hodnotu zesílení. Odchytky při měření přenosu nabývají obrovských hodnot, pokud se vypočtený přenos blíží nule. Obecně lze vzhledem k použitým zapojením a hodnotám součástek a jejich zapojení můžeme říct, že pro celé frekvenční pásmo je rozdíl měřené od vypočtené hodnoty -4,969 dB. U typu PP nebylo možno odečíst zlomovou frekvenci, protože přenos neklesá pod hodnotu maximum signálu mínus 3dB. Všechny změřené průběhy odpovídají jejich vypočteným průběhům, s popsánými chybami systému.

## 6.2 Frekvenční složky

Zde bylo využito osciloskopu, který přímo připojen ke generátoru na kanál 1. Z možností generátoru byly střídány frekvence při napětí 2V a zjišťováno jaké frekvence v signálu detekuje program. Výsledky měření jsou v tab. 6.

Postup měření:

- 1) Propojení generátoru a oscilátoru.
- 2) Spuštění aplikace generátoru a frekvenční složky.
- 3) Natavení výstupu generátoru.
- 4) Tlačítkem „Zacni mereni“ se spustí běh programu.

frekvence signálu [Hz]	nalezené frekvenční složky		
	f [Hz]	Amplituda [V]	fáze [°]
100	100	1,989	-86
500	600	1,37	-83,5
1k	1k	1,983	-86
2k	1000	1.993	-96
100k	10k	1,984	-86,3
1M	1M	1.977	-85,77
575k	200k	38m	-79
	600k	1,9	-94

Tab. 5: Měřené frekvence

### 6.2.1 Závěr

Vzhledem k použitému velkému rozsahu s velkým logaritmickým krokem při použití funkce FFT nejsou některé funkce zachyceny přesně. Program však zachytí všechny důležité složky. Přesnějších výsledků by bylo dosaženo vlastním naprogramováním funkce pro Fourierovu transformaci. Jediným větším zakolísáním v měření amplitudy je frekvence 500Hz kde je zjištěna amplituda přibližně o čtvrtinu menší proti napájecímu napětí. Fáze u všech složek se pohybuje v okolí  $-90^\circ$ , protože jsou všechny složky Fourierovou transformací převedeny na koeficienty kosinusové funkce. Na měřené frekvenci 575kHz byly detekovány dvě složky, jedna o frekvenci 600kHz a druhá o frekvenci 200kHz.

## 6.3 Verifikace aplikace generátoru

Generátor, který je v práci použit, je testován na přesnost. V programu je nastavena frekvence, kterou má přístroj začít vysílat je ověřena pomocí měření napětí špička - špička ( $U_{pp}$ ) na obrazovce osciloskopu. Napětí  $U$  se vypočítá jako polovina hodnoty  $U_{pp}$ . V následující tabulce jsou zjištěné hodnoty a vypočtená odchylka od nastavené hodnoty.

generátor		osciloskop			odchylky:	
f[kHz]	U[V]	f[Hz]	$U_{pp}$ [V]	U [V]	U[V]	f[Hz]
0,2	2	0,2	4,02	2,01	0,01	0
2	1	2	2,02	1,01	0,01	0
10	0,2	10	0,49	0,295	0,09	0
1000	0,001	1000	0,024	0,012	0,02	0

Tab. 6: Naměřené hodnoty na osciloskopu z generátoru

Z naměřených hodnot vyplývá, že aplikace pracuje správně.

## 6.1 Verifikace aplikace osciloskopu

Je provedena nastavením hodnoty na fyzickém panelu generátoru. V aplikaci osciloskopu se následně zjišťuje velikost napětí, které bylo naměřeno. Pro měření je použita frekvence 100Hz.

generátor U[V]	Oscilátor		odchylka U[V]
	$U_{pp}$ [V]	U[V]	
2	4	2	0
1	2	1	0
0,2	0,45	0,225	0,05
0,5	1,2	0,6	0,1
5	10	5	0

Tab. 7: Verifikace osciloskopu

Z naměřených hodnot vyplývá, aplikace pracuje správně.

## 7 Zhodnocení

V práci jsou vytvořeny programy ovládající nejčastěji používané funkce generátoru a osciloskopu. Vědomosti získané při tvorbě tohoto systému jsou použity k vytvoření programu, který ze získaných dat vytvoří spektrální rozklad signálu. Zároveň ze signálu detekuje jeho jednotlivé frekvenční složky i s velikostí amplitudy a fáze. Program frekvenční složky identifikuje složky signálu i s jejich harmonickými frekvencemi s velkou přesností. Díky těmto složkám je také možno vypočítat výkon daného signálu. Dalším z měření realizovaných v této práci je měření přechodové a impulsové charakteristiky. Zde je možno zjistit její tvar a délku. Měření přenosové charakteristiky automatizuje toto měření pro velký rozsah frekvencí a měří s velkou přesností. Jako první krok byl navržen simulátor, který je rozvinut do několika aplikací pro různé druhy zapojení. Simulátor také umožňuje vypočítat zlomovou frekvenci prvku v širokém pásmu s velkou přesností za rozumný čas. Zároveň je takto možno změřit fázovou charakteristiku. Důležité bylo překonání nástrah spojených s vývojovým prostředím, netradičním programovacím jazykem a zároveň synchronizací jednotlivých přístrojů tak, že je možné maximálně využít potenciál systému. Pro verifikaci systému je vytvořeno několik modelových zapojení, do kterých je možno dosazovat vlastní prvky. Tak je možno testovat elektronické přípravky v celém frekvenčním spektru, které zvládají přístroje.

Z výsledků měření frekvenční charakteristiky a jednotlivých hodnot zesílení vyplývá, že rozdíl měřeného a vypočteného zesílení se pomalu zvyšuje s frekvencí a přenos postupně přechází do kladných hodnot. Tento jev je pravděpodobně spojen s propojovacím materiálem. Průměrný rozdíl měřené a vypočtené hodnoty v decibelech, určený ze všech měření je -4,969 dB.

V případě dalšího rozvoje práce by bylo vhodné se dále zaměřit na naprogramování dalších funkcí přístrojů a rozšířit možnosti jejich měřících funkcí. Dále při měřeních využít pokročilejších funkcí přístrojů, pro zkrácení času měření a to především u přenosových a fázových charakteristik. Pro toto měření v dalším rozvoji bylo vhodné uplatnit metody vyhlazující měřený průběh. V aplikaci spektrálního analyzátoru by bylo vhodné přizpůsobit k práci v reálném čase. Pro verifikaci celého systému navrhnout složitější zapojení, které by ověřily nově přidané funkce.

# Literatura

1. PENHAKER M., IMRAMOVSKÝ M., TIEFENBACH P., KOBZA F.,  
**LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICKÉ PŘÍSTROJE UČEBNÍ TEXTY.** 1. Vyd. Ostrava: VŠB,  
2004 ISBN 80-248-0751-3
2. <http://www.heartsite.com/html/ekg.html>
3. FRIESEN M. G., JANETT C. T., JADALLAH M. A., YATES L. S., QUINT R. S.,  
NAGLE H. T., **A COMPARISON OF NOISE SENSIVITY OF NINE QRS DETECTION ALGO-**  
**RITHMS**
4. DOSTÁL T., VRBA K. **ELEKTRICKÉ FILTRY.** Vyd. 1. Brno: VUT v Brně, 1993. 100 s.  
ISBN 80-214-0496-5.
5. Mohylová J., Punčochář J., **ELEKTRICKÉ OBVODY I.** 1. vyd. Ostrava: VŠB –  
Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1609-8
6. NEVŘIVA P., **ANALÝZA SIGNÁLŮ A SOUSTAV. 1. VYDÁNÍ.** Praha: BEN-technická  
literatura, 2000. ISBN 80-7300-004-0.

# Seznam příloh

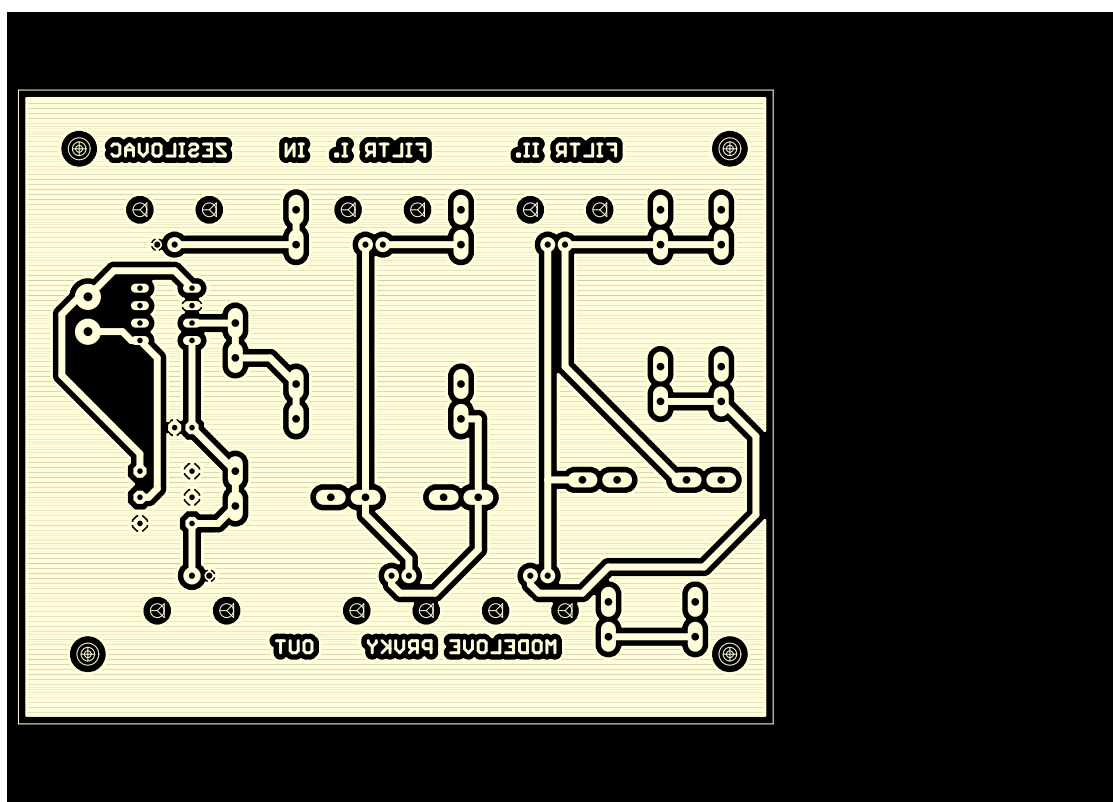
I.	Frekvenční složky.vee	- Příloha na CD/DVD
II.	Měření přechodové charakteristiky.vee	- Příloha na CD/DVD
III.	Měření přenosové charakteristiky.vee	- Příloha na CD/DVD
IV.	RC zadrž - simulace přenosové charakteristiky.vee	- Příloha na CD/DVD
V.	RLC článek 1. řád - simulace přenosové charakteristiky.vee	- Příloha na CD/DVD
VI.	RLC článek 2. řád - simulace přenosové charakteristiky.vee	- Příloha na CD/DVD
VII.	Spojení s generátorem.vee	- Příloha na CD/DVD
VIII.	Spojení s osciloskopem.vee	- Příloha na CD/DVD
I.	Frekvenční složky.vxe	- Příloha na CD/DVD
II.	Měření přechodové charakteristiky.vxe	- Příloha na CD/DVD
III.	Měření přenosové charakteristiky.vxe	- Příloha na CD/DVD
IV.	RC zadrž - simulace přenosové charakteristiky.vxe	- Příloha na CD/DVD
V.	RLC článek 1. řád - simulace přenosové charakteristiky.vxe	- Příloha na CD/DVD
VI.	RLC článek 2. řád - simulace přenosové charakteristiky.vxe	- Příloha na CD/DVD
VII.	Spojení s generátorem.vxe	- Příloha na CD/DVD
VIII.	Spojení s osciloskopem.vxe	- Příloha na CD/DVD
IX.	Návrh desky pro osvit	- A4

## Obsah CD

- I. Frekvenční složky.vee
- II. Měření přechodové charakteristiky.vee
- III. Měření přenosové charakteristiky.vee
- IV. RC zádrž - simulace přenosové charakteristiky.vee
- V. RLC článek 1. řád - simulace přenosové charakteristiky.vee
- VI. RLC článek 2. řád - simulace přenosové charakteristiky.vee
- VII. Spojení s generátorem.vee
- VIII. Spojení s osciloskopem.vee
- IX. Frekvenční složky.vxe
- X. Měření přechodové charakteristiky.vxe
- XI. Měření přenosové charakteristiky.vxe
- XII. RC zádrž - simulace přenosové charakteristiky.vxe
- XIII. RLC článek 1. řád - simulace přenosové charakteristiky.vxe
- XIV. RLC článek 2. řád - simulace přenosové charakteristiky.vxe
- XV. Spojení s generátorem.vxe
- XVI. Spojení s osciloskopem.vxe



## Přílohy



Obr. Návrh desky pro osvit